COURS D'ECHOGRAPHIE

# COURS D'ECHOGRAPHIE

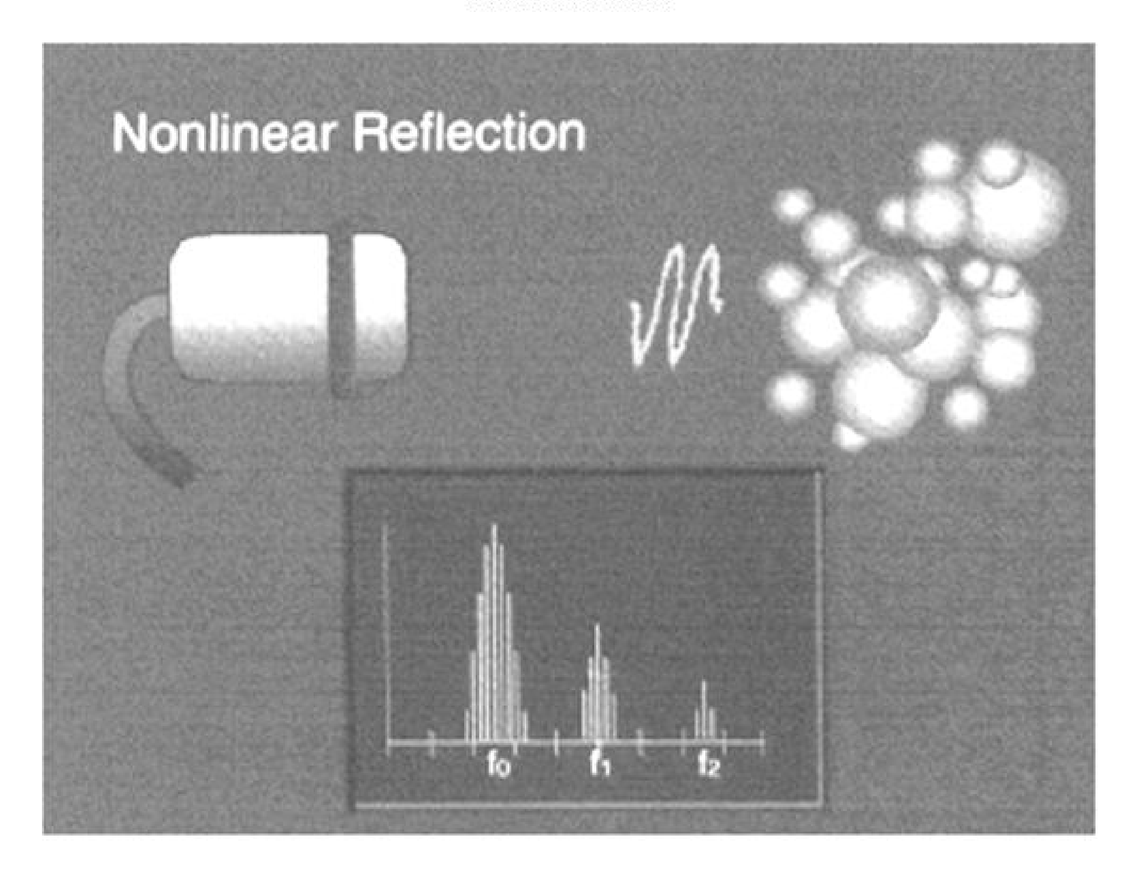
Hecv·Santé

**Filière TRM**

Cours 3b Édition 2004

# *Techniques échographiques*

*04 octobre 2004*




Nicole Dagon TRMP MFP CHUV - Radiodiagnostic Lausanne

Pierre Frossard, TRM CHUV - Radiodiagnostic Lausanne

Marguerite Malik TRM cheffe - diplomée du Burwin Institut of Medical Ultrasound

Institut de Radiologie Dr. A. Flückiger Lausanne

**Nicole Richli Meystre Enseignante HECV Santé, filière TRM**

# TABLE DES MATIÈRES

# Introduction

## Bref rappel historique

Découverte en 1880 par Pierre Curie du phénomène de la piézo-électricité et exploitée dés 1916 pour la fabrication des premières sondes ultrasonores à quartz destinées à l'exploitation des fonds sous-marins. Lors de la deuxième guerre mondiale le sonar (Sound Navigation Ranging) a été mis au point pour détecter les vaisseaux submersibles. Simultanément une autre équipe de chercheurs met au point un système de détection par échographie capable de visualiser les tissus. Pourtant ce n'est qu'au milieu des années 50 que le premier "sujet" est examiné, plongé dans un bassin d'eau. Cette méthode est utilisée parallèlement dans l'industrie pour détecter des fissures dans les métaux. Le premier appareil commercial apparaît finalement au milieu des années 60 et les premières images réalisées sont des images appelées bistable donnant deux niveaux de luminosité permettant de visualiser la silhouette des organes ou des lésions découvertes.
Les premières machines largement utilisées permettaient de travailler en "mode A"[1]et d'effectuer des images composées en "mode B"[1] (image en échelle de gris) par balayage de contact appelées communément "compound"[1]. Les années 70 ont vu l'arrivée des premiers échographes à balayage mécanique capable de reproduire plusieurs images par seconde permettant ainsi la visualisation en "temps réel"[1] d'une région anatomique.
La première grande révolution dans l'évolution des technologies échographiques, fut l'utilisation de l'effet "Doppler" avec l'introduction du mode "doppler pulsé"[1]. En effet pour la première fois une même sonde était capable de réceptionner une fréquence différente de celle de la fréquence d'émission.

## Evolution technologique

L'échographie en échelle de gris et son complément le Doppler ont fait l'objet d'une évolution rapide parallèlement à l'évolution de l'imagerie médicale en général. La deuxième moitié des années 90 a apportée une amélioration des performances diagnostiques et l'ouverture sur des horizons nouveaux, tel que l'échographie thérapeutique. Les progrès technologiques concernent l'ensemble des éléments constituant les unités d'échographie depuis les capteurs (avec l'augmentation du nombre de cristaux par sonde) jusqu'à la connectivité (intranet, télééchographie, archivage numérique) en passant par le traitement du signal rétrodiffusé : mode harmonique [1] ; traitement du signal par phase[1] ; reconstruction en 3 et en 4 dimensions[1].
L'échographie en mode Doppler s'effectue en "Dupplex[1] et en "Triplex"[1] combinant sur une et même image des informations en échelle de gris, le doppler couleur[1] et l'analyse spectrale[1].
L'introduction d'un mode doppler indépendant de l'angle de tir du faisceau "Doppler Energy"[1] permet la visualisation de petits vaisseaux à flux très lents.
L'introduction des sondes matricielles[1] permet d'améliorer la focalisation du faisceau dans son épaisseur. De ce fait elle améliore la résolution des images en particulier dans les plans très superficiels. L'utilisation de systèmes numériques à larges bandes de fréquences[1] permet une

[1] Ces termes seront expliqués dans les prochains chapitres

qualité d'image supérieure. A chaque profondeur l'étude correspond à une fréquence optimisée.
L'étude de la propagation des ondes ultrasonores sans l'effet des agents de contraste a pu mettre un comportement non linéaire en évidence. Cette particularité a permis le développement d'un mode d'imagerie spécifique appelé "mode harmonique tissulaire"[1].
L'introduction des produits de contraste[1] en parallèle avec l'utilisation d'un mode harmonique est une autre évolution intéressante, car elle permet le rehaussement du signal Doppler et de ce fait permet de détecter des vaisseaux profonds, ainsi que des vaisseaux à flux lents ou à trajet complexe. La prise de contraste observée dans les parenchymes permet d'apprécier la perfusion tissulaire et ouvre la voie à aux analyses fonctionnelles. De même elle pourrait permettre une nouvelle forme d'application spécifique pour les thérapies médicamenteuses.
La reconstruction en 3 dimensions des images échographiques paraît particulièrement intéressante pour l'étude de la morphologie fœtale alors que 3D fusion[1] s'avère intéressant pour étudier la relation entre un organe ou une lésion et sa vascularisation.
Les nouvelles unités d'échographie disposent de sorties numériques compatibles DICOM. Elles peuvent donc être connectées en réseaux de type intranet pour échanger des images avec d'autres systèmes informatiques. Cette connectivité ouvre la voie à la téleéchographie. Les échanges d'images dynamiques deviennent dés lors possible grâce à l'usage de connections à haut débit.
Plusieurs développements montrent une tendance à la miniaturisation des appareils pour faciliter le déplacement du manipulateur au lit du patient voir même pour une utilisation lors de consultations à domicile.

[1] Ces termes seront expliqués dans les prochains chapitres

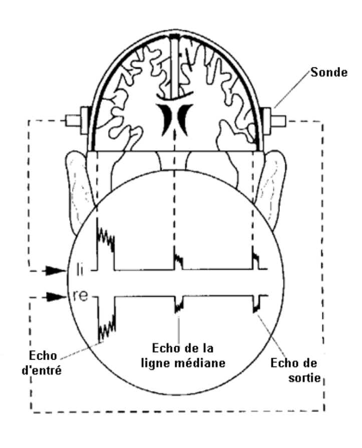
# LES MODES D'ANALYSES EN IMAGERIE ECHOGRAPHIQUE

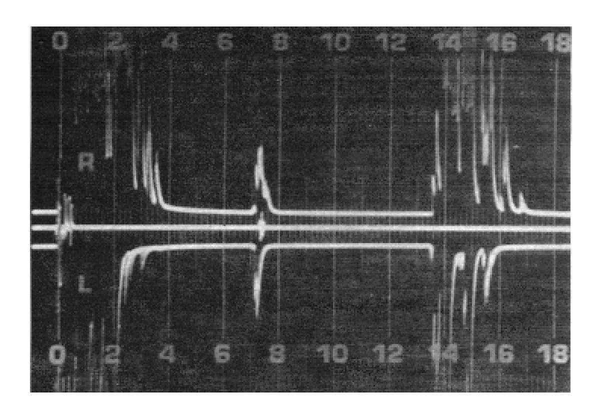
## Mode A

Cette forme primitive de l'examen échographique permet d'analyser l'amplitude de l'écho par rapport au temps et à l'intensité de l'écho reçu.

- Un seul champ est analysé.
- Une sonde fixe recueille les échos, qui sont représentés en amplitude verticales.
- La distance entre la sonde émettrice et une structure déterminée ou un écho est visualisé le long de ce tir dans l'axe donné.
- Le son voyageant à une vitesse constante dans les tissus humain (soit 1540m/sec). Il est aisé de calculer la distance parcourue.

**Exemple d'imagerie en mode A :**



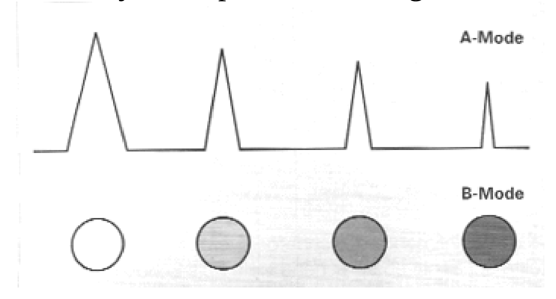

**Application du mode A**

- En neurologie ce mode permettait de détecter l'existence d'un épanchement intracrânien ou d'une masse en observant si l'écho de ligne médiane était déplacé.

- En ophtalmologie ce mode permettait de définir avec une bonne précision les dimensions du globe oculaire.

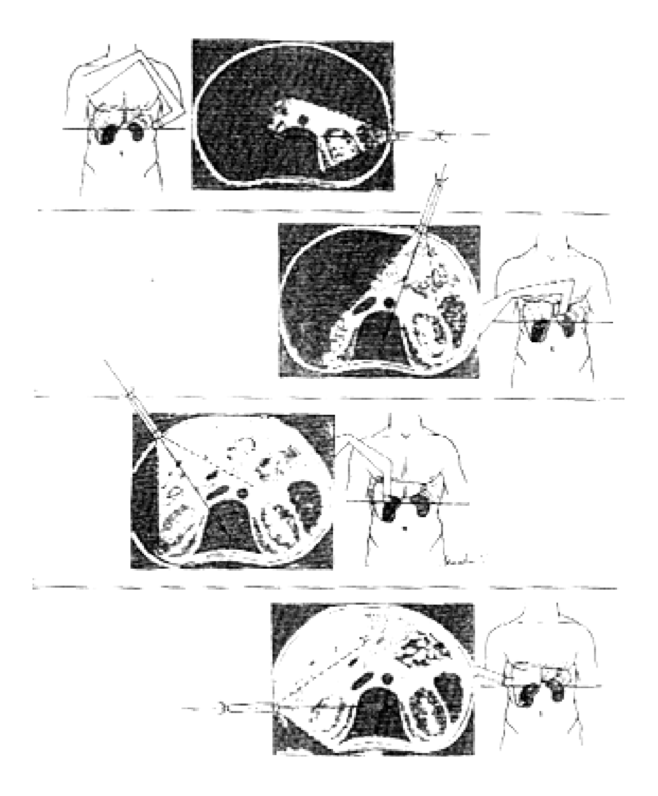
## Mode B

Ce mode est l'évolution de la forme primitive vers une analyse en 2 D et en temps réel à l'aide d'une échelle de gris.
L'image B est construite ligne par ligne (en fonction de la sonde). Le niveau de gris est en fonction de l'intensité de l'écho reçu et sa place sur l'image 2D est en fonction du temps.




### 1. Compound (image statique)

Cette technique permet l'imagerie en 2D et est obtenue grâce à une sommation de plusieurs Mode A juxtaposés.
La sonde est attachée à un bras articulé sur 3 points de jonction. Ce bras articulé peut être déplacé le long de l'axe choisi soit oblique, transverse ou sagittale.



La sonde est déplacée manuellement et au fil du mouvement des points de brillance apparaissent et s'enregistrent sur un oscilloscope à l'aide d'une mémoire du convertisseur d'image.
Chaque ligne de l'image correspond au signal du mode A converti en point plus ou moins lumineux et variant de taille selon le temps de retour du signal. La valeur des points de brillance est répartie sur une échelle de gris. En admettant que l'absence totale d'écho est représentée par le noir et que la réflexion totale des échos est blanc, tous les échos intermédiaires sont répartis sur cette échelle de gris selon leur intensité.

L'acquisition des échos permet ainsi la formation d'une image bidimensionnelle appelée « coupe ». Cette technique portait aussi le nom d'écho-tomographie ».

**Application de la technique compound :**
- Vue d'ensemble des organes permettant de situer une masse par rapport à d'autres organes.
- Petite sonde facilitant l'exploration des régions difficiles d'accès.
- Reproduction précise d'une section pour comparaison
- Image comportant les contours du corps

**Défaut de la technique compound :**
- Le balayage doit être effectué manuellement par l'opérateur.
- Vue statique
- Cette technique demande beaucoup d'expérience et de dextérité

## 2. Temps Réel

La condition première permettant une imagerie en temps réel est le développement de sondes capables d'effectuer un balayage avec une cadence de 24 images par seconde. Grâce à cette technologie il est enfin possible d'avoir une vue instantanée de la morphologie des organes ainsi que des mouvements naturels dû à la respiration, à la circulation sanguine et au péristaltisme intestinal.
Pour documenter l'examen il est possible de l'enregistrer sur une bande vidéo, ou de geler une image avant de la mettre en mémoire afin de faire un traitement post acquisition et / ou de l'imprimer sur un support (film, papier…).
Afin d'exploiter au mieux cette technique, plusieurs types de sondes ont été développées :
Sondes linéaires, sectorielles et convexes.



**<u>Avantage du temps-réel :</u>**

- Permet de s'orienter rapidement et de voir directement l'action des déplacements de la sonde ainsi que des différents mouvements internes des organes.
- Fiabilité pour visualiser une lésion dans le meilleur plan.
- Rapidité d'exécution de l'examen.
- Facilité à suivre des vaisseaux tortueux.
- Plus de facilité pour examiner des patients non collaborants.
- La mobilité de l'appareil d'échographie permet son déplacement au lit du patient.
- Exige moins d'habilité de la part du manipulateur que le « compound ».

**Inconvénients :**
- Pas de vue d'ensemble en raison d'une petite fenêtre de balayage.

## 3. Mécanisation du mode B avec « Doppler »

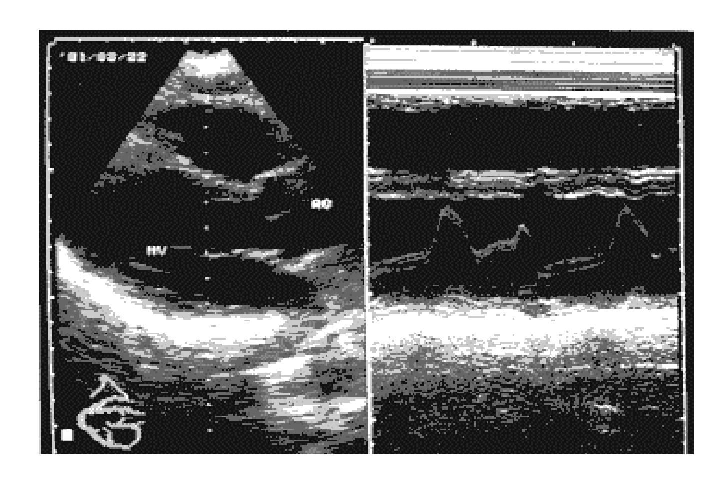
Plusieurs sondes sont attachées à un bras mécanique en forme d'arc déplaçable sur plusieurs axes. Ce bras est immergé dans un bassin d'eau.

Par l'analyse de la différence de fréquence entre le signal émis et le signal de retours, le mouvement du sang dans les vaisseaux est détecté et l'on peut différencier une artère d'une veine et calculer leur débit.

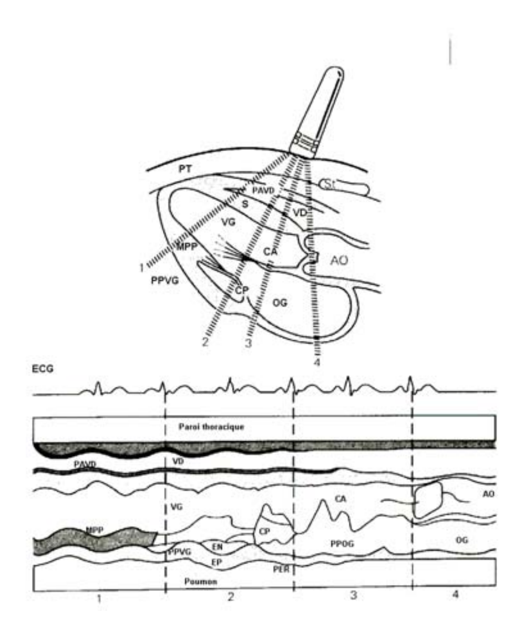
**Utilité de la mécanisation du mode B :**
- Vue d'ensemble des organes
- Précision du déplacement
- Reproductibilité
- Image entière des contours du corps
- Possibilité de faire du « Doppler »

## Mode T.M.(Time Motion Mode)

Ce mode permet la mise en évidence d'une structure en mouvement.




L'organe ou le vaisseau à observer est repéré en temps réel. Le curseur est placé sur la région d'intérêt. L'axe vertical du moniteur reproduit sur une ligne les différentes interfaces rencontrées par modulation de la brillance des points sur la ligne. Horizontalement la ligne se déplace à une certaine vitesse. Les organes en mouvement sur cette ligne décrivent un tracé en fonction du temps.




| | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|
| **PT** | paroi thoracique | **St** | sternum | **PAVD** | paroi antérieur ventricule droit |
| **VD** | ventricule droit | **S** | septum | **AO** | aorte |
| **CA** | cuspide antérieur | **CP** | cuspide post. | **OG** | oreillette gauche |
| **EN** | endocarde | **EP** | épicarde | **MPP** | muscle papillaire postérieur |
| | | **PER** | péricarde | **PPVG** | paroi post ventricule gauche |

**Application du mode T.M.**

- En cardiologie ce mode permet l'étude des ventricules et des valves.
- Permet la mise en évidence de la compressibilité d'un vaisseau.
- Met en en évidence le mouvement diaphragmatique

# Mode « Doppler »

**Définition :**

L'effet Doppler est un changement de fréquence d'une source d'ondes entretenue lorsqu'il y a déplacement relatif de la source ou de l'observateur. La fréquence perçue par l'observateur est différente de la fréquence émise : Elle augmente lorsque la source et / ou l'observateur se rapproche, et elle diminue en cas contraire.

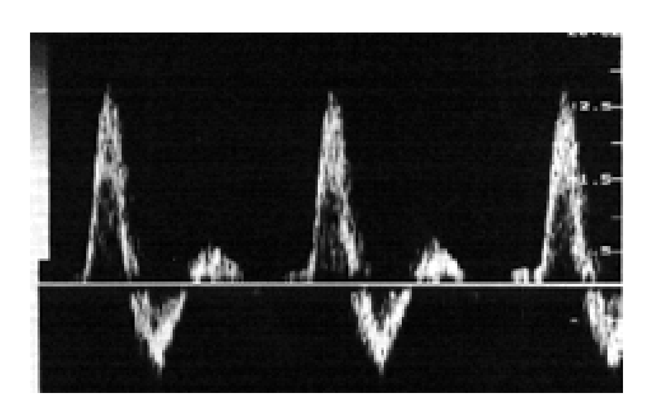
- La variation de fréquence est proportionnelle à la vitesse de déplacement ;
- La variation de fréquence est en fonction de l'angle formé par la direction du déplacement et l'axe reliant l'émetteur et le récepteur ;

**Condition :**

- La sonde doit être en mesure de capter une gamme de fréquences afin de mettre l'effet Doppler en évidence (la fréquence d'émission est différente de la fréquence de réception) ;
- L'angle formé par la direction du déplacement et l'axe reliant l'émetteur et le récepteur ≠ 90° ;
-

## 1. C W (Continious Wave)

Le doppler continu est une technique qui consiste à diriger un faisceau ultrasonore vers un vaisseau avec un angle qui ne doit jamais être égal à 90°.
La sonde, en forme de stylo, comporte 2 cristaux : l'un émet de façon continue et l'autre reçoit de façon continue. L'information ainsi obtenue est sous forme d'un tracé spectral.



**Application du « Doppler continu » :**

- Analyse spectrale des vaisseaux en angiologie.

**Avantage du « Doppler continu » :**

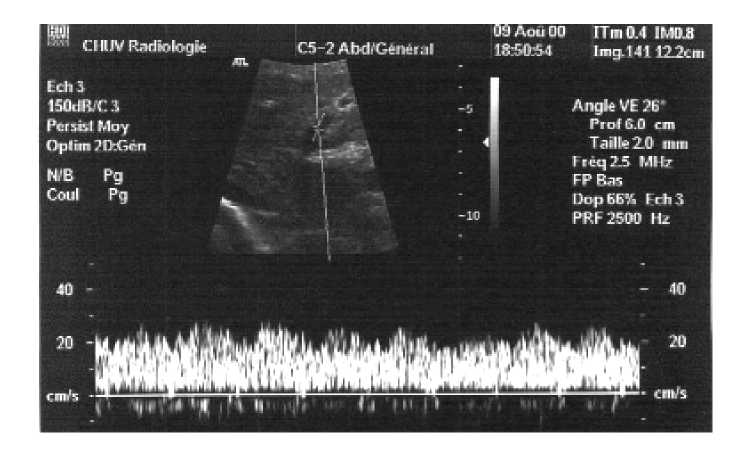
- Grande précision pour situer une obstruction dans un vaisseau.

**Inconvénient du « Doppler continu » :**

- Pas de visualisation du vaisseau et de ce fait aucune information sur son diamètre et sa profondeur.
- Demande beaucoup de temps, de patience et d'expérience.

## 2. « Doppler pulsé » - « PW Doppler » (Pulse Wave ) aussi appelé Duplex

Ce mode permet de lever les ambiguïtés liées à la profondeur du vaisseau et à son diamètre en associant le défilé spectral à l'image échographique 2D. La sonde est tour à tour émettrice et réceptrice.




**Avantage du mode « Doppler pulsé » :**
- Grande précision de tir due à la visualisation du vaisseau à explorer.
- Précision pour les mesures de vitesse.
- Possibilité d'effectuer d'autres mesures ( index de résistance, accélération…)

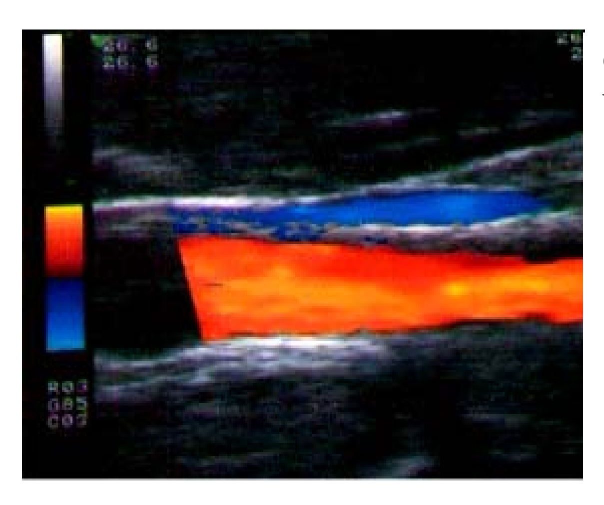
**Inconvénient du « Doppler pulsé » :**
- Difficulté pour trouver de petits vaisseaux.
- Difficulté à mettre en évidence des vaisseaux à flux lent ou obstrués.

## 3. « Doppler Couleur » :

Le mode Doppler couleur se superpose à l'image 2D (noir et blanc) et permet de codifier en couleur tout ce qui est en mouvement (sang, air, LCR, jet urinaire…). La principale difficulté réside dans le fait que pour obtenir une bonne image 2D le faisceau doit être orienté de manière perpendiculaire alors que pour mettre en évidence l'effet Doppler le même faisceau doit être tangentiel.
La couleur indique le sens du mouvement et la nuance de la couleur indique sa vélocité. L'échelle de couleur apparaît à gauche de l'image.
Dans le cas d'un vaisseau sanguin la couleur s'allume dans la lumière du vaisseau. La codification est une convention :

- Rouge pour les artères ⇒ le flux se déplace vers la sonde. Plus la couleur rouge se rapproche du jaune plus la vitesse du flux est élevée.
- Bleu pour les veines ⇒ le flux s'éloigne de la sonde. Plus la couleur bleu s'assombri plus la vitesse du flux est ralentie.
- L'absence de couleur dans un vaisseau peut être dû à une absence de flux ou à un angle incompatible avec la mise en évidence de l'effet Doppler.

Une couleur qui vire au blanc peut être synonyme de turbulence ou d'aliasing.



Que pouvez-vous dire de ces deux vaisseaux ?

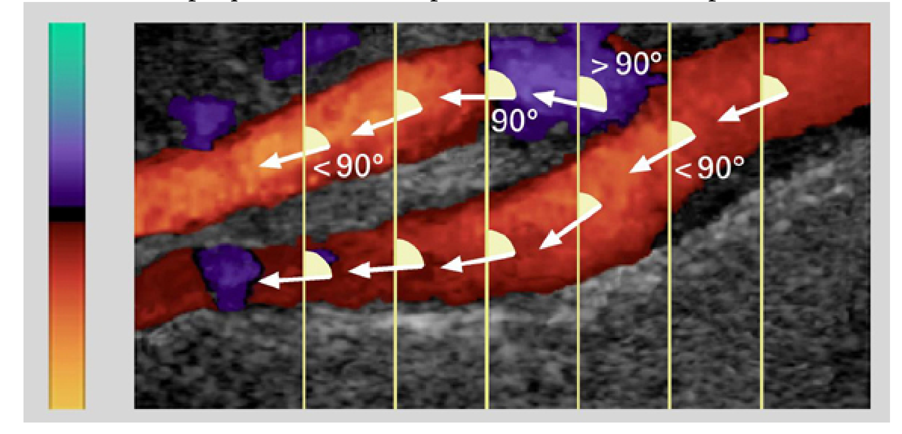
**Avantage du « Doppler Couleur » :**

- Visualisation rapide du vaisseau
- Permet une impression générale de la vascularisation d'un organe
- Détection du réseau sanguin d'une tumeur
- Permet de distinguer une structure vasculaire d'une autre structure anatomique
  Exemple : distinguer les voies biliaires dans le hile hépatique.

**Désavantages du « Doppler Couleur » :**

- La qualité de remplissage d'un vaisseau dépend de l'angle formé entre le faisceau incident et le trajet du vaisseau.
- L'acquisition du Doppler couleur a une plus grande latence qu'en mode Doppler pulsé.

**Exercice :**
Comment expliquez-vous la disposition des couleurs présentes dans le vaisseau ?




**5. « Doppler Énergie » :**

(Power Doppler ou Doppler Puissance)

Ce mode permet la visualisation de la circulation sanguine indépendamment de l'angle incident du faisceau ultrasonore car il donne une information proportionnelle non pas à la vitesse d'écoulement du sang, mais au nombre d'hématies rétro-diffusant des ultrasons.

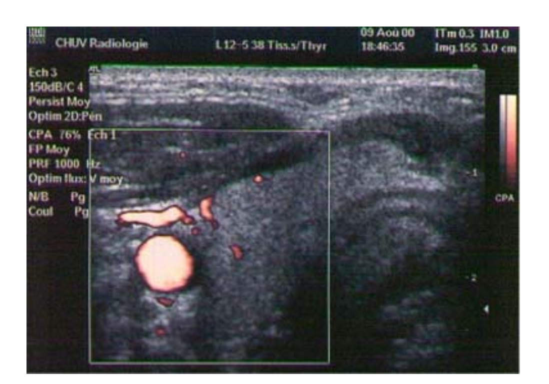
Tous les vaisseaux sont visualisés d'une seule couleur, il n'est donc pas possible de déterminer la direction du flux.

**Avantages du « Doppler Énergie » :**
- Visualisation de la vascularisation complète d'un organe ou d'une région
- Permet de visualiser des flux particulièrement lents
- Est indépendant de l'angle du faisceau incident

**Désavantages du « Doppler Énergie »:**
- L'acquisition se fait avec une plus grande latence qu'en mode Doppler Couleur
- Ne permet pas de définir la direction du flux
- Tendance au « Blooming » = artéfact généré par un encodage couleur dépassant les limites de la lumière du vaisseau.

**Comparaison « Doppler Couleur » et « Doppler Énergie » :**




Les divers modes Doppler peuvent être complétés par un défilé spectral et par des mesures appropriées selon les indications cliniques (mesure de vitesse, index de résistance, temps d'accélération…)

### 6. Triplex :

Lorsque l'image Doppler couleur (ou Doppler Energie) combiné avec le défilé spectral s'affichent simultanément en temps réel on parle de « Triplex ».

### 7. Tissue Doppler Imaging (TDI)

Comme tout mouvement donne lieu à l'effet Doppler, il est possible de tirer profit du mouvement de paroi dus aux pulsations du cœur ou d'un vaisseau.
La difficulté majeure de cette technique réside dans le fait qu'il faut pouvoir différencier l'effet « Doppler » dû au flux sanguin d'une part et celui dû aux mouvements de la paroi d'autre part. Deux points les différencient :
- La vitesse du flux sanguin est nettement supérieure à la vitesse du mouvement tissulaire. Par conséquence il génère des fréquences Doppler plus élevées .
- L'amplitude du signal est plus fort dans les tissus.

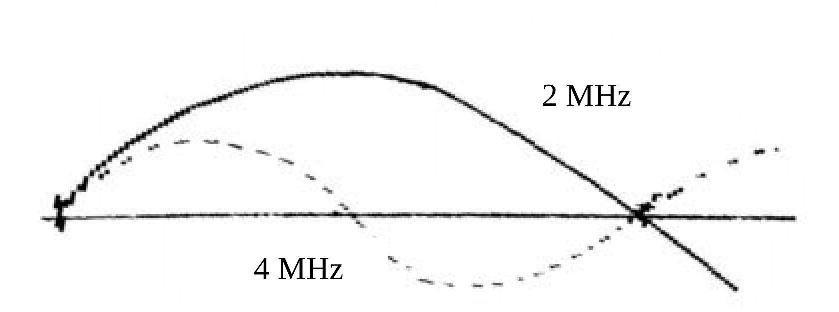
Actuellement cette technique n'est utilisée qu'en échographie cardiaque.

# Les nouvelles technologies

## Mode harmonique

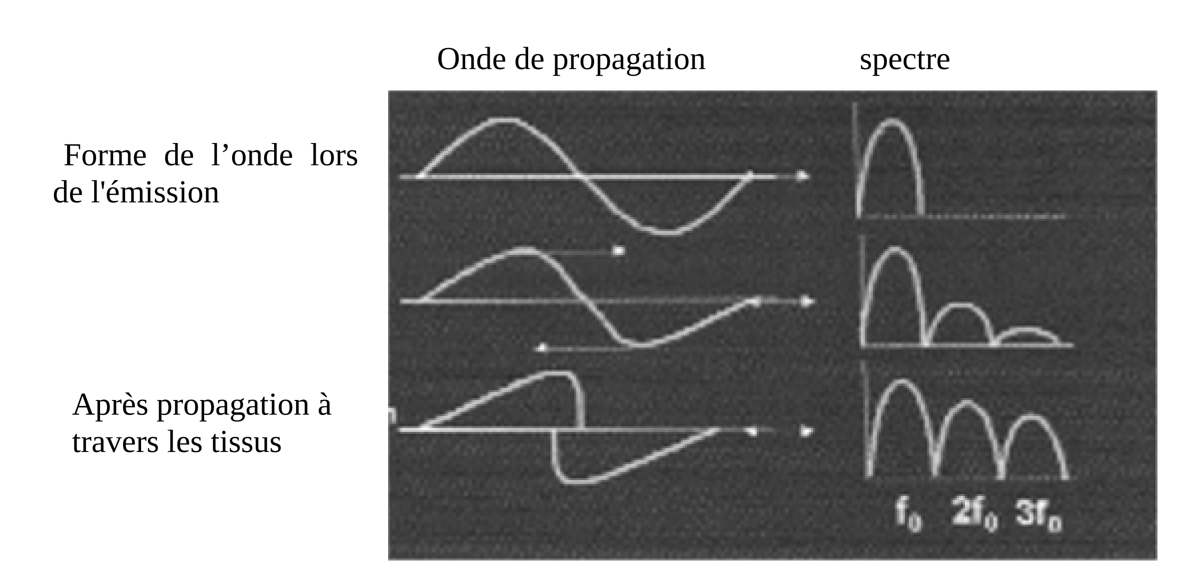
### 1. Introduction

Les harmoniques représentent un phénomène bien connu en acoustique. Une onde sonore émise, vibre avec une certaine fréquence. On parle d'harmonique, lorsqu'on se trouve en présence d'un multiple de la fréquence d'origine. Exemple : Si une fréquence transmise est de 2MHz, ses harmoniques seront 4,6,8 MHz etc.




En échographie, si un tissu est insonifié avec une fréquence de 2 MHz les échos réfléchis seront également de 2 MHz. Cependant le faisceau réfléchi contient des fréquences plus élevées, des harmoniques de 4,6… MHz.

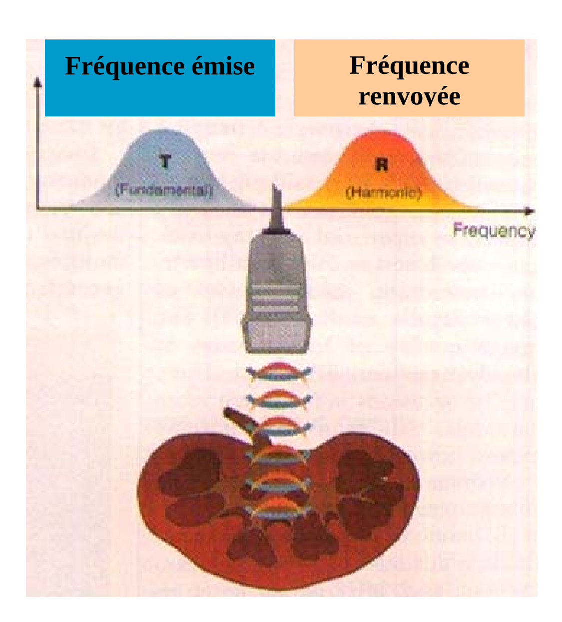
Généralement une image échographique est basée sur la réflexion des échos : la sonde émet une onde ultrasonore d'une fréquence déterminée. Cette onde envoyée à travers différents tissus est partiellement réfléchie à chaque interface rencontrée. L'onde réfléchie est de la même fréquence que celle émise, à moins d'être en présence d'une structure en mouvement.
Des études ont démontrées que la propagation de l'onde ultrasonore ne se fait pas de manière linéaire : l'onde se propage légèrement plus vite sur le pique de la courbe que dans le creux. Le profil du spectre s'en retrouve transformé. Cette propagation non linéaire de l'onde donne lieu à la création de fréquences harmoniques.




Avec le temps et la distance l'onde de pression s'éloigne de plus en plus de sa forme sinusoïdale initiale et développant d'importantes composantes harmoniques.

## 2. Tissu Harmonic Imaging (THI)

La propagation non linéaire de proche en proche du faisceau ultrasonore fait de plus vibrer les tissus traversés générant de ce fait également des fréquences harmoniques. Ce phénomène augmente avec la distance par rapport au point d'émission du faisceau.
Avec ce mode d'analyse de l'image échographique il est imaginable d'émettre à basse fréquence pour profiter d'une bonne pénétration du faisceau émis, mais de n'écouter au retour que les fréquences harmoniques plus élevées et profiter d'une meilleure résolution. Malheureusement, les fréquences harmoniques ont une énergie nettement plus faible que l'onde de réflexion : chaque fréquence harmonique a une énergie 100 fois inférieure à la précédente. En imagerie échographique seule la deuxième harmonique est techniquement réalisable à l'heure actuelle .




## 3. Conditions techniques :

### a) Gamme dynamique élevée :
La gamme dynamique doit être grande afin de pouvoir amplifier le faible signal des harmoniques tout en maintenant un rapport signal sur bruit acceptable.

### b) Enveloppe spectrale circonscrite :
Le signal harmonique retournant doit pouvoir être isolé du signal fondamental.

### c) Filtre récepteur affilé :
Ce filtre permettra d'éliminer les fréquences fondamentales afin que l'image ne soit construite qu'à partir des fréquences harmoniques.

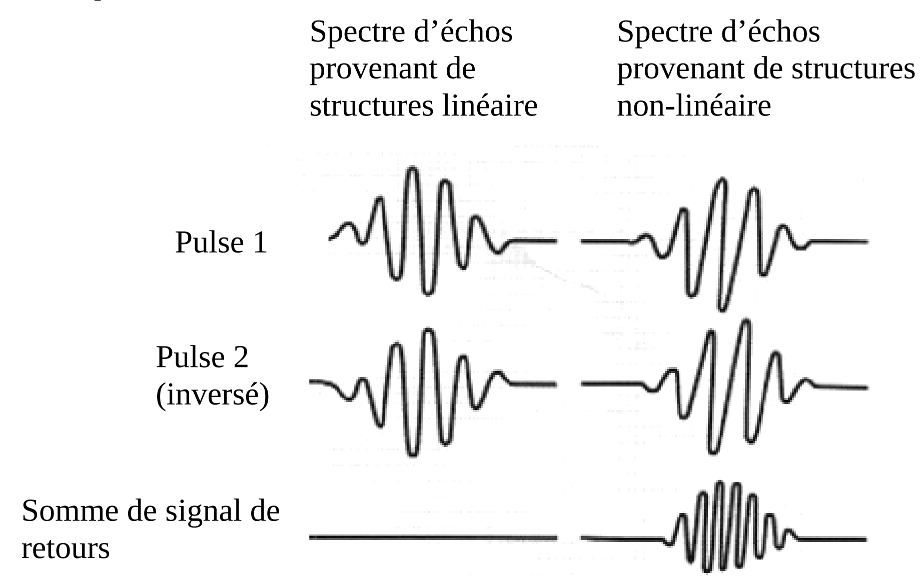
## 4. Imagerie en mode harmonique

En mode harmonique il existe deux méthodes d'imagerie :

- L'imagerie harmonique classique, basée sur la deuxième harmonique où la fréquence de réception est le double de la fréquence d'émission. Afin de séparer la fréquence fondamentale de ses harmoniques il faut appliquer une bande de fréquence étroite et y ajouter un filtre passe-haut. Il en résulte une diminution en résolution de contraste due à la superposition inhérente des échos fondamentaux et des signaux harmoniques.
- La deuxième méthode, fondamentalement opposée à la première, consiste à utiliser toute la largeur de la bande de fréquence optimisant ainsi la qualité de l'image dans les différentes profondeurs.

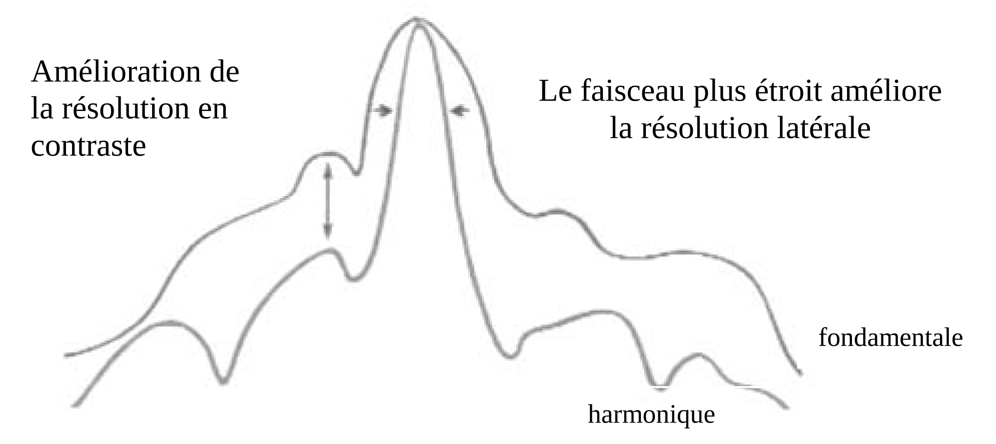
## 5. Imagerie harmonique en inversion de phase

La technique d'inversion de phase consiste à envoyer deux pulses consécutifs mais de polarité opposée sur la même ligne de balayage. Toutes les interactions d'ordre linéaires avec les tissus s'annulent et il ne reste plus que les composantes non-linéaires, les énergies harmoniques.




**Avantages du mode harmonique :**

Ce type d'imagerie bénéficie d'une meilleure qualité d'image autant en résolution spatiale qu'en résolution de contraste :



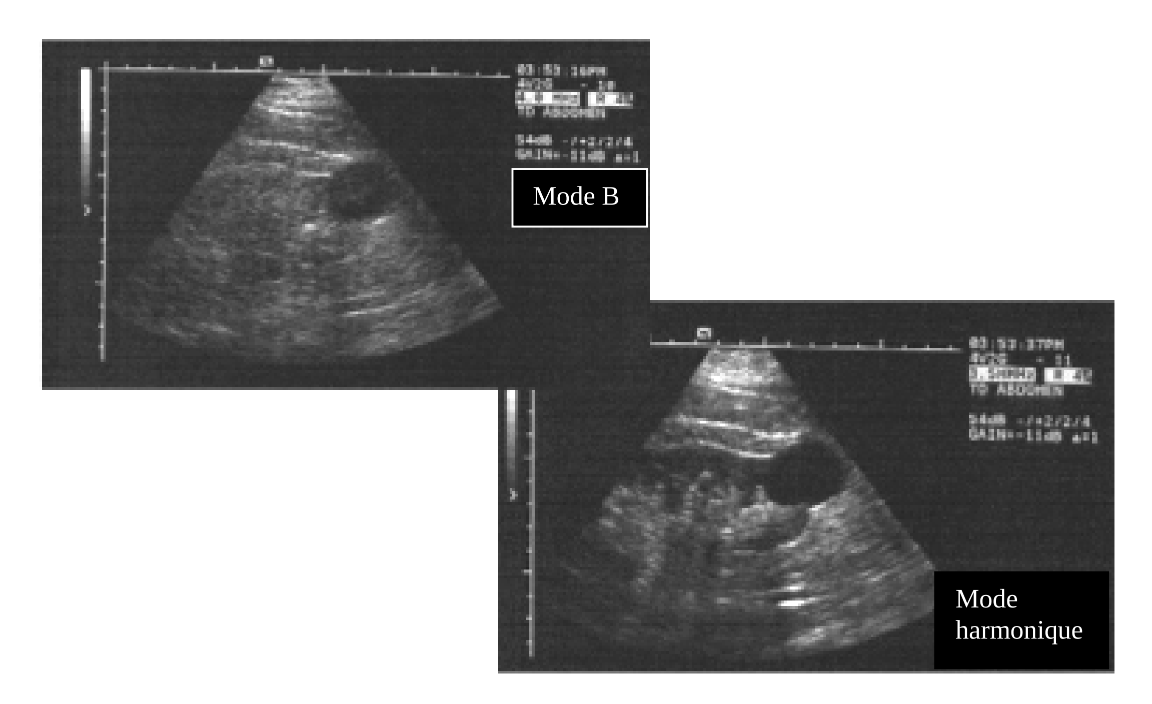

Chez certains patients, et plus particulièrement chez des patients obèses, on observe une nette amélioration de la qualité de l'image. A l'origine de cette constatation on trouve les explications suivantes :

1. **Meilleure résolution spatiale :**
   Amélioration de la résolution axiale et latérale.

2. **Diminution de l'artéfact dû à la surface de la fenêtre acoustique :**
   La création des harmoniques est un processus cumulatif. Il se fait avec la distance parcouru par le faisceau dans les tissus. Les artéfacts générés par la première couche sont donc insignifiants.

3. **Diminution de certains artéfacts:**
   La production des harmoniques est proportionnelle au carré de l'énergie fondamentale. Certains artéfacts comme les réverbérations, le diffusé ou encore des lobes latéraux ont une énergie plus faible que l'onde centrale. Par conséquence ils génèrent proportionnellement moins d'harmoniques.

4. **Meilleur résolution en contraste :**
   La suppression des artéfacts augmente la résolution en contraste.



## Les produits de contraste en échographie ( PCUS)

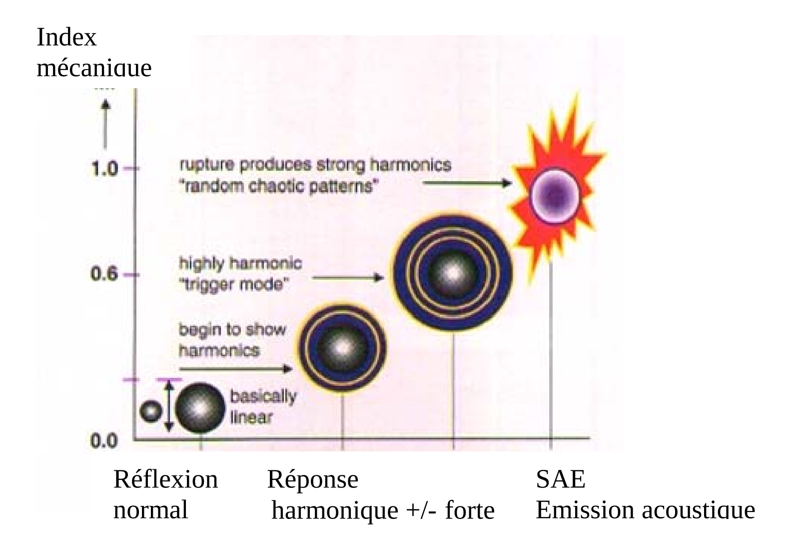
Dés les années 70, des chercheurs ont tenté de trouver des moyens afin de rehausser le signale échographique des vaisseaux. La réponse a été trouvée dans l'application de petites bulles d'air, qui sont à l'origine d'une augmentation de la réflexion. Cet agent de contraste doit répondre au profil suivant : non toxique, non-allergène, d'application facile (injectable par une veine périphérique), assez petit pour être capable de franchir la barrière pulmonaire et avoir une durée de vie permettant d'effectuer un examen échographique.

Les microbulles peuvent être « libres » ou encapsulées dans une coque dure ou molle.

Le produit de contraste utilisé actuellement fixe les microbulles d'air sur du galactose et les stabilise avec des acides gras, du surfactant. Mélangé à du NaCl nous obtenons une formation de microbulles d'air dont la taille varie de 2 à 10 micromètres, injectable i.V., et dont la quantité d'air ne dépassera pas 100 microlites d'air par gramme de granulé (quantité négligeable pour le corps humain).

Les produits de contraste sur le marché, ou en phase de recherche, se différencient par la nature de leur gaz, par la rigidité de la capsule ou de leur surfactant, du diamètre moyen ainsi que de la distribution des microbulles d'air. L'interaction entre le faisceau ultrasonore et le produit de contraste dépend d'une part des propriétés physiques des microbulles, de la fréquence d'émission et de la puissance acoustique délivrée localement d'autre part.

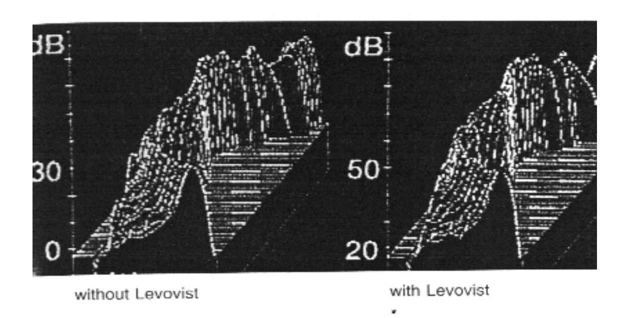
Les ondes de faible puissance font vibrer les microbulles de manière linéaire. Dans ce cas, la fréquence émise est égale à la fréquence réfléchie. Avec l'augmentation de la puissance acoustique les microbulles vibrent plus et de manière non linéaire générant de ce fait des fréquences pas présentes lors de l'émission du faisceau ultrasonore ce qui augmente la composante harmonique.




A haute puissance acoustique ( index mécanique au dessus de 1) on observe la destruction des microbulles sous le faisceau ultrasonore.

En pratique le rehaussement observé est dû à deux phénomènes :

1. Les microbulles sont nettement plus réflectives que les globules rouges (amélioration de 25 dB)




2. Les microbulles ont la propriété de vibrer plus fortement que les globules rouges ce qui permet de les distinguer de tissus qui produisent moins d'ondes non-linéaires. Même si le rehaussement du signal est parfaitement perceptible en mode B, en mode Doppler et Doppler-Energie, les techniques d'imagerie harmonique et en inversion de phase s'avèrent bénéfiques : Augmentation du signal intravasculaire et réduction du « blooming ».

**Elimination du PCUS**

Tant que les microbulles sont intactes elles restent intra-vasculaire ; on n'observe pas de passage significatif dans le secteur interstitiel, ni dans les tubules rénaux par filtration glomulaire. La composante gazeuse est éliminée par le poumon, la capsule et les surfactants sont éliminés dans les urines après transformation hépatique.

Application du PCUS

Après la pose d'une voie veineuse et le repérage de la zone d'intérêt le produit de contraste est préparé et injecté en respectant les consignes du fabricant. L'optimisation de l'utilisation du produit de contraste passe par le choix de la technique d'injection. Un bolus unique donne un rehaussement maximal (attention au blooming) et est nécessaire aux études fonctionnelles. L'administration par petits bolus fragmentés permet de pallier spécifiquement à une insuffisance de signal sur un segment vasculaire à étudier. Une perfusion lente de l'ordre 1 ml / min à l'aide d'un injecteur donne un niveau de rehaussement du signal de 15 dB pendant plusieurs minutes.

**Champs d'application**

Comme les PCUS restent dans le secteur intravasculaire, le premier développement concernaient l'imagerie vasculaire morphologique plus particulièrement pour des vaisseaux profonds, aux flux réduits et / ou des trajets complexes.
L'imagerie harmonique et en inversion de phase permet la visualisation de la « prise de contraste » du parenchyme. L'augmentation du signal ne se fera pas de la même manière entre un parenchyme sain et un parenchyme pathologique et de ce fait permet la détection de tumeurs isoéchogènes. Des études cliniques ont démontré que l'application de PCUS permettait de réduire la taille des plus petites lésions détectable de moitié.
Une technique qui permet d'apprécier la prise de contraste dans le parenchyme est l'imagerie en flash-écho. Elle est basée sur une double acquisition : sur une moitié de l'écran, l'acquisition se fait au moyen d'une émission continue à faible puissance (minimise la destruction des microbulles). Cette image permet de repérer l'organe ciblé, alors que sur

l’autre moitié de l’écran l’acquisition en mode intermittent et avec puissance une acoustique maximale en imagerie harmonique.

Flash-Echo-Imaging
Il y a deux applications à cette technique :

- Color-Doppler-Flash-Echo-Imaging (CD-FEI)
- Harmonic-Flash-Echo-Imaging (HI-FEI)

Color-Doppler-Flash-Imaging : Fait appel à la technique « Doppler » et présente l’avantage d’être plus sensible aux agents de contraste.

Harmonic-Flash-Echo-Imaging : Fait appel aux techniques utilisant les « harmoniques ». De ce fait, elle bénéficie d’une meilleure résolution spatiale et d’une quantification supérieur du signal.
L’acquisition se fait par une courte séquence de séries d’images en deuxième harmonique. De cette manière il est possible d’évaluer sur le temps et la vascularisation et le rehaussement d’une région. On obtient alors des images proches des différentes phases visualisées en CT. La qualité d’images obtenues dépend essentiellement de trois facteurs :

- Position du focus
- Intervalle d’acquisition des séquences
- Cadence des images

La destruction des microbulles se faisant plus particulièrement dans les régions du parenchyme situées au-dessus du focus, sa position influence considérablement la qualité de l’image. La cadence d’images doit être assez basse, de l’ordre de 14-16 images par seconde. Il faut donc choisir un depth range de l’ordre de 23-24cm et ajuster la taille de l’image avec la fonction « zoom ». L’intervalle de l’acquisition des séquences est faite en fonction de la lésion recherchée.

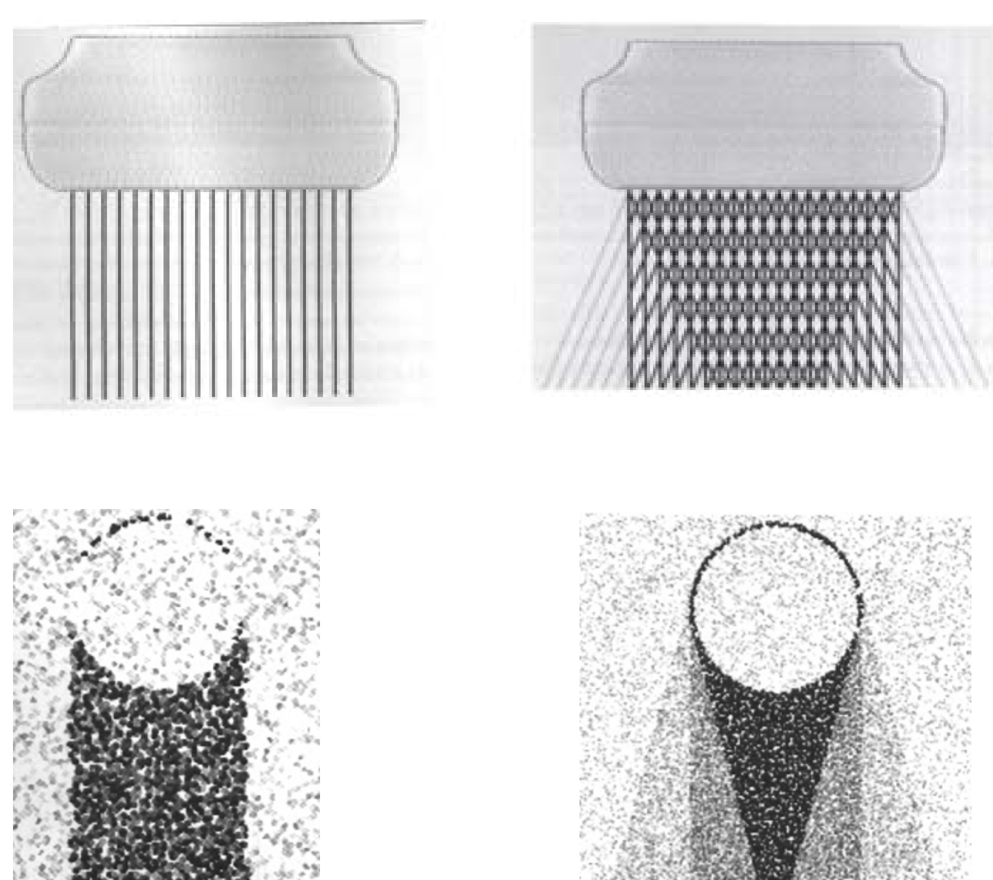
**Nouveaux horizons :**

L’arrivé de l’informatique dans le monde de l’échographie permet des études fonctionnelles, ou les agents de contraste servent de traceur intra-vasculaire. Des courbes d’intensité du signal en fonction du temps peuvent être obtenues par exemple dans le myocarde ou dans le cortex rénal.
Avec l’injection dans la vessie d’un PCUS il est possible de mettre en évidence un reflux vésico-urétéral. Une injection de PCUS dans l’utérus permet de mieux en apprécier la morphologie et améliore la visibilité de polypes et de myomes et permet également l’étude de la perméabilité tubaire.
Un nouveau champs d’action semble se profiler sous forme d’imagerie échographique thérapeutique, ou des molécules thérapeutiques (exemple : cytolytique, anticoaguant…) incorporées dans des microbulles pourraient être libérées *in situ* après insonification d’un organe ou d’une région pathologique.

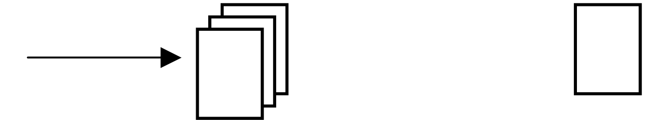
## Imagerie composée spatiale en temps réel :
## (Real Time Spatial Compound Imaging)

En échographie conventionnelle, les tissus sont insonifiés dans une seule direction par des faisceaux parallèles. Ceci est à l'origine de nombreux artéfacts comme l'ombre acoustique, le renforcement postérieur ou encore les images en miroir. Même si certains artéfacts peuvent apporter des indications utiles au diagnostic, dans d'autres cas ils peuvent masquer des informations importantes. L'alternative pour l'opérateur est de varier les fenêtres d'accès.
L'imagerie composée spatiale s'inspire de cette technique:



Plusieurs images tomographiques coplanaires sont prises sous divers angles de vue et rassemblée en une image composite unique. Et ce, en temps réel.



Afin de pouvoir bénéficier de cette technique l'appareillage doit satisfaire à deux conditions :

1. La sonde doit être programmée pour capter les faisceaux qui ne sont pas perpendiculaires. Plus il y a d'images acquises, meilleur sera la qualité de l'image composée.
2. Le processeur d'images doit être en mesure de corriger la distorsion géométrique. Avec chaque acquisition, l'image composée est remise à jour. Si la sonde est bougée trop rapidement, le risque de « flou » est important. Là aussi, plus il y a d'images acquises meilleure sera la qualité obtenue, mais plus on augmentera le risque de flou.

L'avantage incontestable de ce mode est la réduction de certains types d'artéfacts. En balayant depuis différents angles de vue, les artéfacts se manifesteront selon des models diversifiés et la moyenne des images obtenues supprimera les artéfacts et renforcera les structures réelles.

C'est la partie du triangle central ou il y a le plus d'acquisitions réalisées qui bénéficiera le plus de cette technique.

L'image conventionnelle est altérée par un certain nombre de « petits points » fortuits appelés encombrement acoustique. L'imagerie composite permet de les réduire sensiblement.

# Modes 3 D et 4D

La première image échographique brute en 3 D, date des années 1980. Le développement d'algorythmes de reconstruction pour l'interprétation de surface et de volume a rapidement suivi. Mais l'application clinique s'est heurtée aux problèmes intrinsèques de l'imagerie échographique : manque de pénétration dans certains tissus (air, os…), les mouchetures, l'encombrement et d'autres artéfacts.
Il a fallu attendre le développement des sondes matricielles, de l'imagerie harmonique et du traitement non linéaire de signal pour obtenir une image à haute résolution, peu encombrée, aux mouchetures très fines pour que le mode 3D connaisse un regain d'intérêt aux yeux des cliniciens, malgré l'excellente qualité obtenue en TDM.
La puissance des ordinateurs permet une interprétation 3D en temps réel, ce qui rend une deuxième console de traitement d'images inutile. L'évolution actuelle tend vers du 4D donc du 3D en temps réel.

## 1 Les méthodes d'acquisitions d'images

L'imagerie 3D est en fonction de la manière dont est déplacée la sonde sur la zone d'intérêt. Si le manipulateur déplace la sonde trop lentement, trop rapidement ou par à-coups, l'aspect de l'image 3D en sera affecté. La sonde doit être déplacée à une vitesse régulière.
Il existe plusieurs manières d'acquérir les données de base pour l'imagerie 3D . Celle qui semble s'imposer est l'acquisition à main libre.

### 1.1 Balayage à main libre :

Cette technique d'acquisition n'est pas sans rappeler le mode compound, car l'examinateur effectue avec des mouvements calmes et réguliers un balayage à l'aide d'une sonde (linéaire ou sectorielle).
Avant de procéder à l'acquisition des données, le manipulateur doit régler les paramètres suivants :

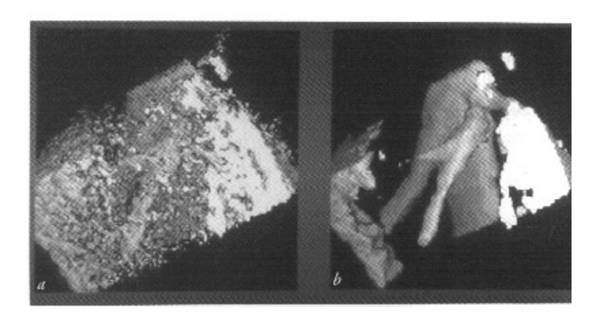
- Le nombre d'images à partir duquel l'image 3D sera interprétée (1,5,7,11 ou 15 images) : Plus le nombre d'images est bas, plus l'interprétation sera rapide. Si le nombre d'images est élevé, le mouvement de l'image 3D sera plus uniforme.
- L'épaisseur de la tranche ( fine, moyenne ou épaisse) pour l'interprétation de l'image 3D : Si la durée de déplacement de la sonde est relativement longue il est préférable d'avoir une tranche fine.

Les principaux problèmes rencontrés sont la distorsion géométrique et les tremblements entre les images. Il en résulte des artéfacts dans les images de volume, de surface ainsi que dans les reconstructions multiplanaires. Afin de remédier à ces problèmes il existe des systèmes de correction basés sur les techniques des images composées (assemblage optimal des images).

## 2 Le traitement du signal

Les images 2D obtenues lors du déplacement de la sonde et stockées dans le Cineloop"[1], doivent être converties. Une interpolation doit combler les lacunes et éliminer les doubles échantillonnages. Pour l'interprétation de la surface ou du volume il est possible d'utiliser un algorythme de diminution des mouchetures.

[1] voir Glossaire p.35



En pratique on observe, que le lissage linéaire est aussi effectif qu'un algorythme sophistiqué.

## 3. Visualisation et affichage de l'imagerie 3 D

### 3.1 Volumerendering

Ce type d'interprétation de l'image 3D est essentiellement utilisée en échographie fœtale. Le volume est rendu grâce aux ombres portées, aux textures et au choix de l'échantillonnage chromatique. L'interprétation des surfaces est facilitée par la présence de liquide amniotique.

### 3.2 Reconstruction multiplanaire

La reconstruction multiplanaire permet de palier aux difficultés occasionnées par des fenêtres d'accès limitées en reconstruisant une coupe arbitraire sur n'importe quelle ligne. En échographie obstétrique elle permet la visualisation de la coupe sur les 4 cavités cardiaques.

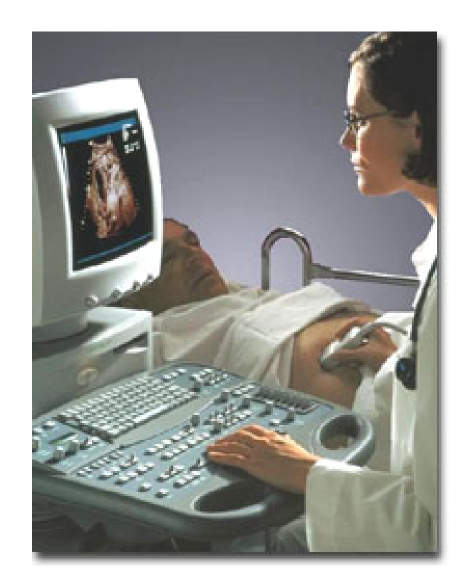
### 3.3 3D Doppler Energie

Le mode « Doppler Energie » peut également être interprété en 3D.
De cette manière il est possible de visualiser la vascularisation d'un organe ou d'une lésion dans son ensemble.

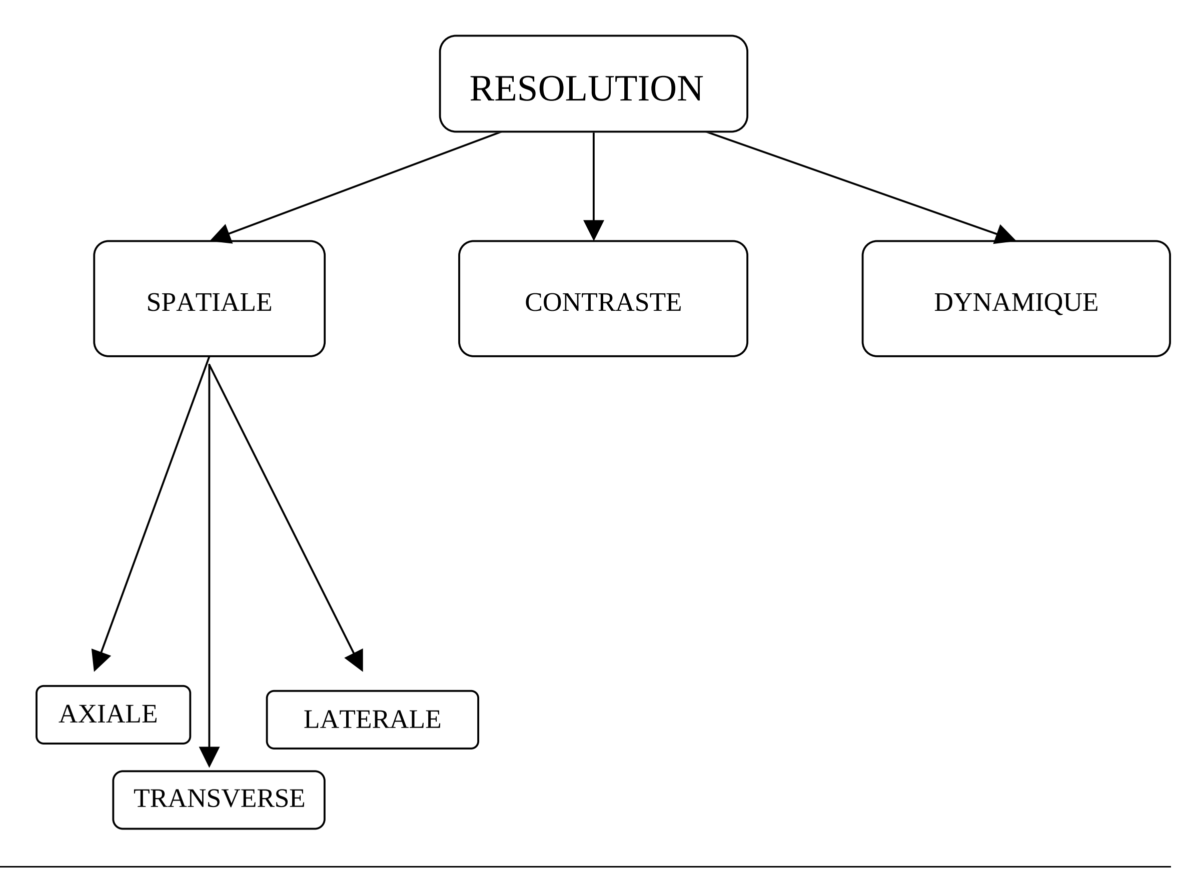
# L'échographeur face à la qualité de l'image obtenue

En imagerie échographique la qualité obtenue dépend beaucoup de l'échographeur. Ainsi, avant de commencer une investigation échographique, l'échographeur va être confronté à un certains nombre de choix techniques qui s'effectueront en fonction de la pathologie recherchée, de la morphologie du patient ainsi que de l'appareillage à disposition. L'expérience et l'habileté de l'échographeur jouent également un rôle primordial pour garantir une qualité optimal de l'examen.
On peut différencier quatre moments:

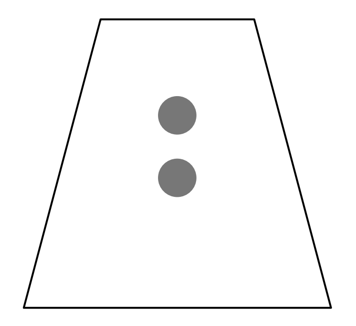
- Lors du choix de la technique et du mode d'analyse de l'image
- Lors du choix de la sonde
- Lors de l'émission du faisceau ultrasonore
- Lors de l'adaptation des réglages



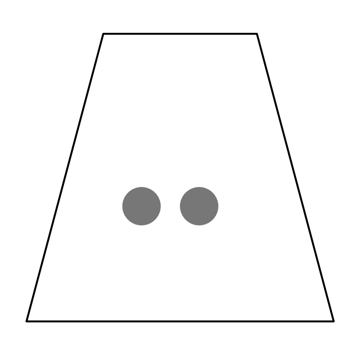
## Les indicateurs de la qualité en imagerie échographique



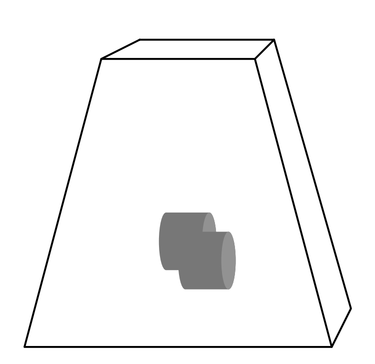
**La résolution spatiale**



**La résolution axiale** est la capacité de visualiser deux structures placées dans l'axe du faisceau ultrasonore.

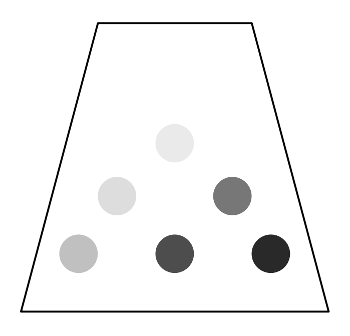


**La résolution latérale** est la capacité de visualiser deux structures dans le plan horizontal de l'image.



**La résolution transverse** est la capacité de détecter deux structures dans le plan de l'épaisseur de la coupe.

**Résolution en contraste**



**La résolution en contraste** est la capacité de différencier deux points d'echogénicité différente.

# 1. Le choix de la technique et du mode d'analyse de l'image

Pour compléter le mode B classique, deux techniques influencer la qualité de l'image en échelle de gris (2D) :

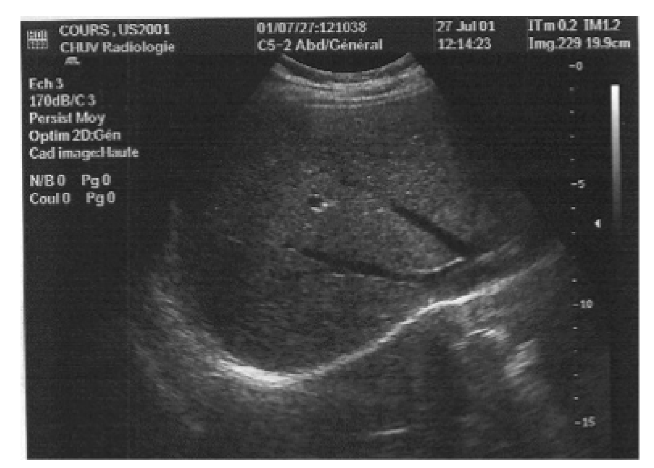
- Mode harmonique
- Imagerie composée spatiale en temps réel

Ces deux techniques peuvent être combinées entre elles.

**Exercice**

Observez les trois images ci-dessous. Quelles différences notez-vous ?






## 2. Le choix de la sonde

En plus du mode d'analyse de l'image, l'échographeur détermine la sonde à utiliser. Le choix s'effectue en fonction de la pathologie recherchée, de la morphologie du patient ainsi que de l'appareillage qu'il a à sa disposition. La sonde est caractérisée par deux critères:

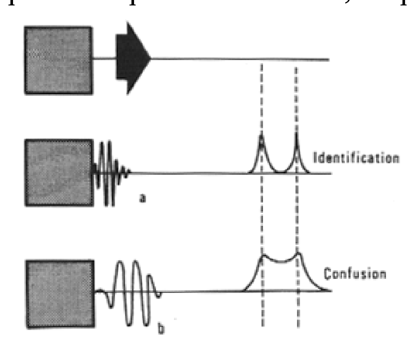
- La fréquence
- Le type de sonde

### 2.1 La Fréquence

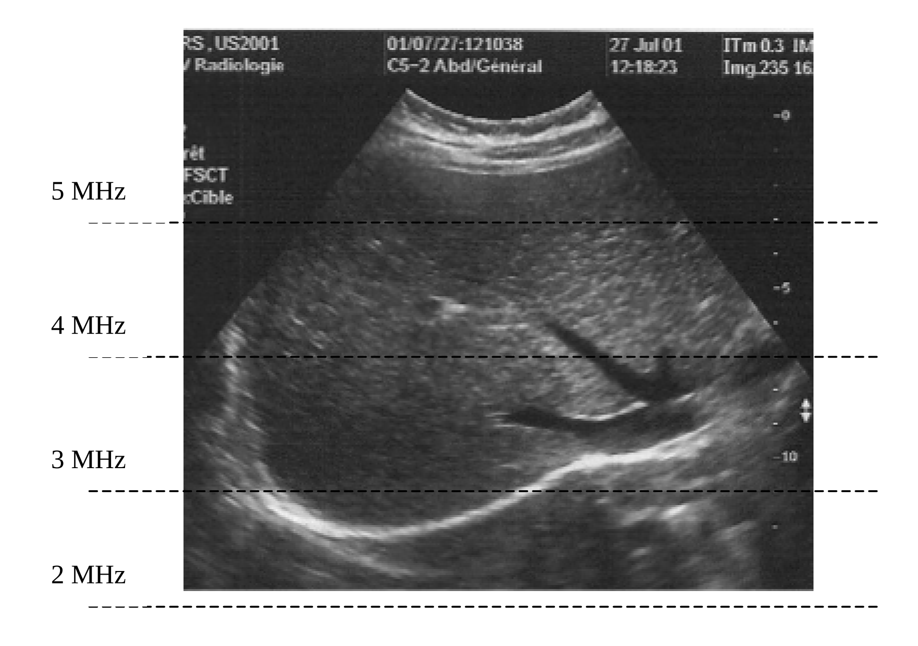
**Rappel** L'onde sonore est une onde de pression, qui se propage dans les tissus de manière longitudinale. Elle est caractérisée par:

- Sa fréquence (f)
- Sa longueur d'onde ($\lambda$)

Dans un milieu donné, la vitesse de propagation (V) est constante ($V= f\lambda$).
Cette relation fondamentale défini l'interdépendance entre la fréquence, la pénétration et la résolution de l'image et a, de ce fait, des conséquences importantes en imagerie échographique. La résolution axiale est d'autan meilleure, que la fréquence est élevée, et que le pulse d'émission sont courts:




La pénétration de l'onde ultrasonore est d'autan meilleure que l'onde ultrasonore est longue (donc que la fréquence est basse).



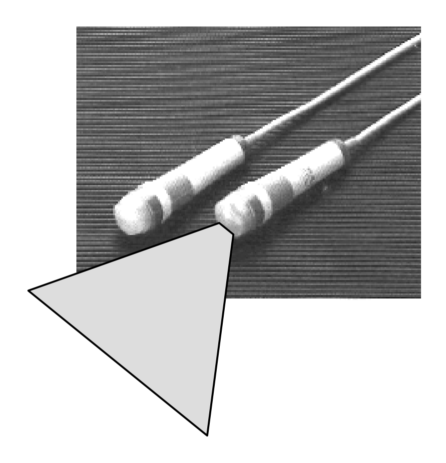

Certains fabricants proposent maintenant des sondes à large bande de fréquences, ce qui veut dire que la sonde émet dans une gamme de fréquences (par exemple 2 – 5 MHz).

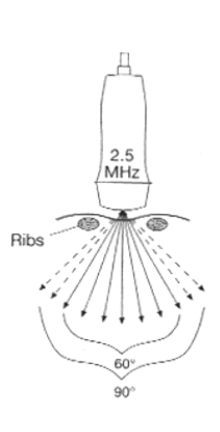
L'échographeur aura dans ce cas la possibilité de donner la priorité à une certaine gamme de fréquences afin de privilégier soit la résolution (res) soit la pénétration (pen). Un autre avantage des sondes à larges bande de fréquences est qu'elles ont un temps de pulse court.

## 2.2 Le type de sondes

Actuellement les constructeur proposent une large gamme de sondes. Dans ce cours nous allons différencier 4 types de sondes:

### 2.2.1 Les sondes sectorielles



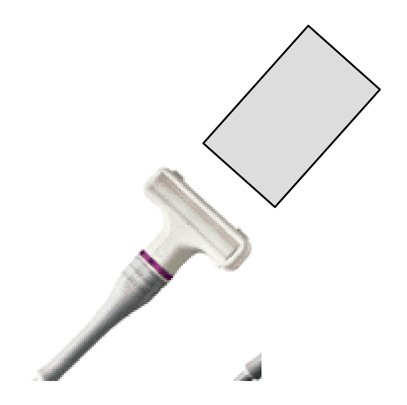


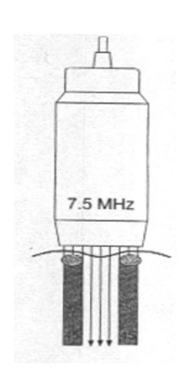

**Avantage:**

**Inconvénient:**

**Type d'investigation**

### 2.2.2 Les sondes linéaires



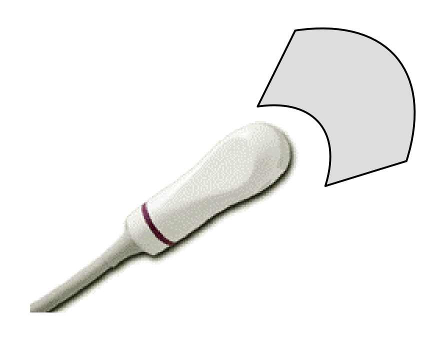


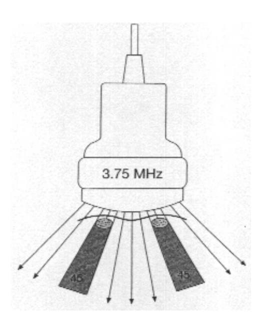

**Avantage :**

**Inconvénient :**

**Type d'investigation :**

### 2.2.3 Les sondes convexes






**Avantage :**

**Inconvénient :**

**Type d'investigation :**

### 2.2.4 Les sondes endocavitaires



**Avantage :**

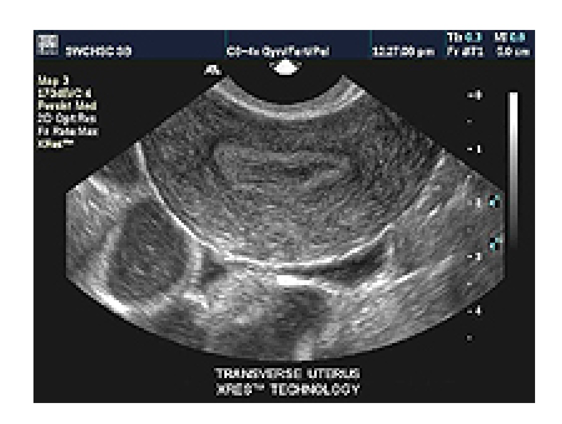
**Inconvénient :**

**Type d'investigation**

## 2.3 Exercice

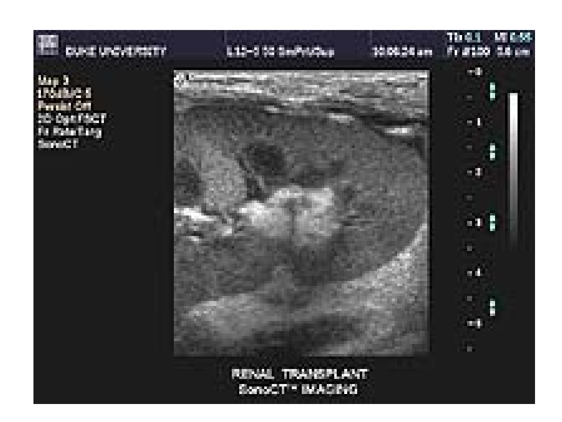
Identifiez le type de sonde





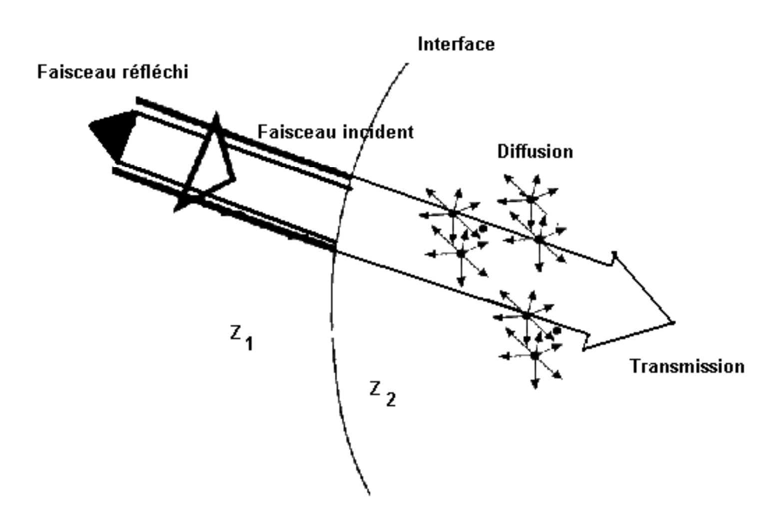




## 3. Règles élémentaires pour l'imagerie échographique

Le comportement de l'onde ultrasonore est régie par les lois de physique. Dans l'application il peut être résumé de la manière suivante:

- A la limite des différents tissus (interface) les ondes sont réfractées et réfléchies ;
- Plus la différence d'impédance acoustique entre les deux tissus est élevée, plus la réflexion est grande ;
- Plus la différence de vitesse de propagation est grande, plus la réfraction est importante ;
- Les ondes de fréquences les plus élevées sont plus facilement absorbées et diffusées que les ondes à fréquences basses ;




Pour l'imagerie échographique en mode B, il est impératif que la sonde soit placée perpendiculaire à l'interface afin de bénéficier d'un écho optimal. Pour les modes doppler par contre, la sonde doit être placée tangentiellement aux vaisseaux à examiner.

## 4 Les réglages en temps réel

Pour chaque type d'examen il existe un pré-réglage (aussi appelé Préset ou preprocessing) installé par le constructeur. Il consiste en une sélection en bloc de la programmation des paramètres de réglage de l'image. Ils sont adaptés aux exigences de l'utilisateur lors de la mise en service d'un appareil d'échographie.

**Ces paramètres concèrnent :**

- Dynamic Range ou gamme dynamique. Ce réglage est ajustable de 30 à 90 dB.
- Choix du filtre de la matrice
- La Cadence image est la vitesse de balayage exprimée en nombre d'images/seconde
- Filtres de réglage disposés à la réception des échos de la sonde
- Echo Enhancement permet d'ajuster le profil de l'image : plus la valeur augmente plus l'image devient linéaire

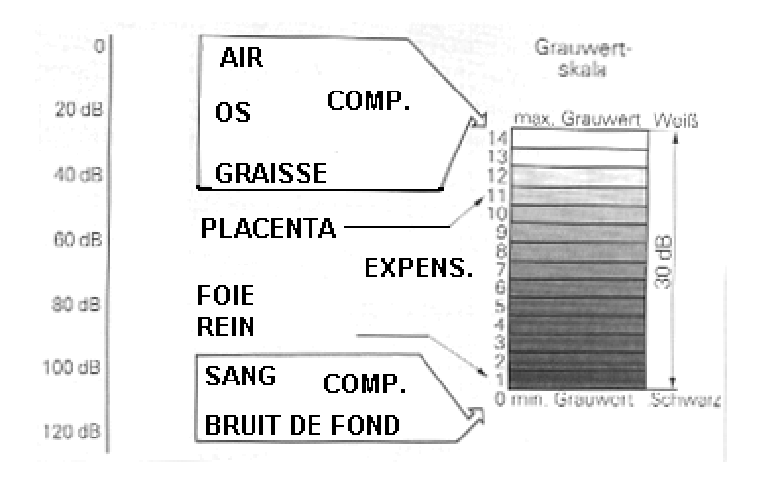
Néanmoins l'échographeur doit adapter un certains nombre de réglage au patient et ceci tout au long de l'examen. Il faut savoir différencier entre des réglages qui influencent l'émission de l'onde ultrasonore de ceux qui interviennent lors de la réception de l'écho.

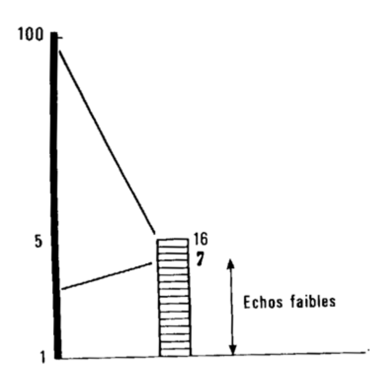
## 4.1 Émission de l'onde ultrasonore

**La puissance**
La puissance détermine la puissance d'émission acoustique de l'appareil échographe. Elle est mesurée en watt/cm² et correspond à l'énergie transmise au patient. La puissance d'émission est exprimée sous forme d'indice thermique (IT) et d'indice mécanique (IM). Afin d'éviter tout effet biologique la puissance doit être réglée au plus bas. Une mauvaise qualité de l'image doit d'abord être corrigée à la réception des ondes sonores (gain général). D'autan plus que l'augmentation de la puissance d'émission acoustique augmente également le bruit de fond.
Le réglage de la profondeur (Depth Range) ainsi que le réglage de la zone focale font également partie des réglages qui influencent l'émission de l'onde ultrasonore

## 4.2 Réception de l'onde ultrasonore

**La gamme dynamique**
La dynamique caractérise la relation entre le plus fort et le plus faible des échos enregistrés. L'intensité de l'amplitude des échos est indiquée en dB.
A l'entrée de la sonde, l'intensité est de 120 dB. Comme cette valeur dépasse autant les capacités du moniteur que de l'œil, il est nécessaire de comprimer la dynamique de 35-70 dB.
En fabricant l'image, l'appareil attribue différentes teintes de noir et blanc aux différents niveaux d'intensité profonde. Les niveaux de noir et blanc obtenus constituent l'échelle de gris. Le réglage de la compression logarithmique modifie la gamme des niveaux de l'échelle de gris.




Le gain général, ainsi que la courbe compensatrice de gain font également partie des réglages qui influence la réception de l'écho.

### 4.3 La cadence de l'image

Par la cadence d’images on définit le nombre de mises à jour d'images acquises par seconde. Une cadence d’acquisition élevée est souhaitable lors de l’examen d’une structure en mouvement telle que le cœur ou lorsque la sonde est déplacée. Mais les cadences images élevées sont toujours au détriment d’autres variables tels que la profondeur, largeur du secteur ou sensibilité.
Etant donné que le laps de temps séparant l’émission d’un faisceau ultrasonore et la réception des échos correspondants détermine la cadence image, plus la profondeur d’examen est grande, moins la cadence image est élevée.
La cadence de l'image est un réglage indirecte, car il n'est n'existe pas de commande pour la régler. Elle s'adapte en fonction des paramètres choisis (profondeur, Zoom; largeur du secteur…)

### 4.4 Ordre chronologique des réglages

- Enregistrement des coordonnées du patient
- Réglage de la profondeur de l’image
- Réglage de la zone de transmission
- Réglage deu gain général
- Adaptation de la courbe STC
- Réglage de la puissance d’émission 2 D

L'image gelée ou "freezée" doit être illustrée par un bodymark qui situe la région anatomique ainsi que l'orientation de la coupe échographique. L'image peut être complétée par une mesure de distance ou de volume et par un commentaire.

### 4.5 Impression de l'image

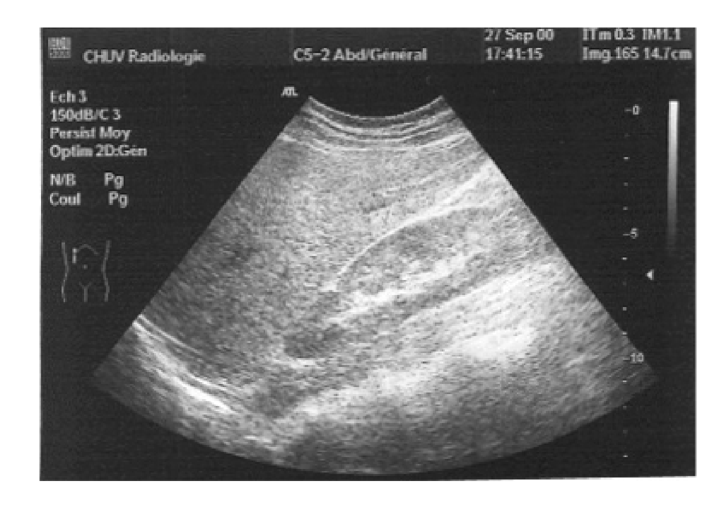
A la fin de la chaîne échographique, se trouve le système d’impression de l’image.
Le choix de l’impression est multiple.
Elle peut se faire sur papier, sur camera multiformat, caméra laser, Polaroïde ou C.D
Il est à noter l’existence de film radiologique ou la couleur, convertie en nuance de gris, est visible (Doppler).
La compatibilité DICOM permet un archivage numérique.

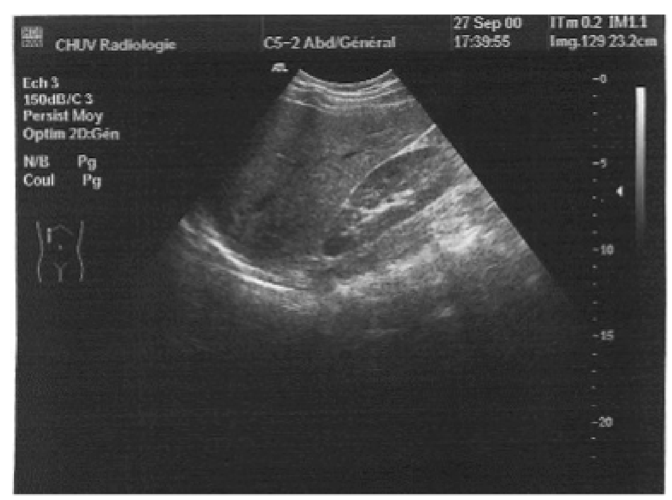
## Exercice d'évaluation de la qualité technique de 6 clichés

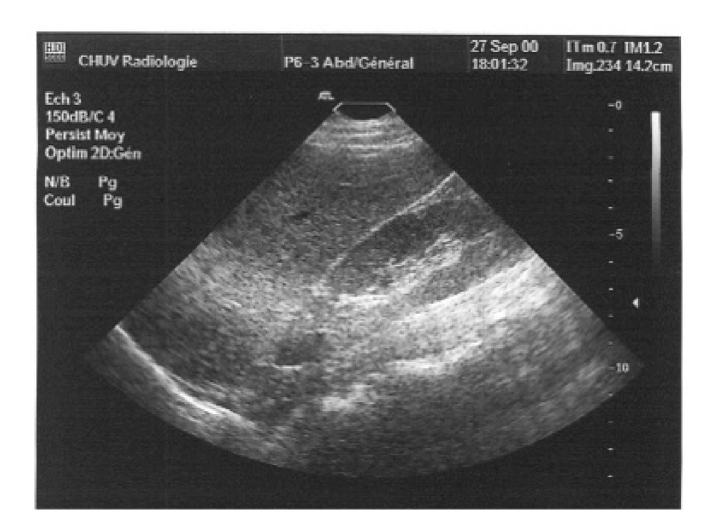
Pour chaque cliché de l'exercice identifiez:

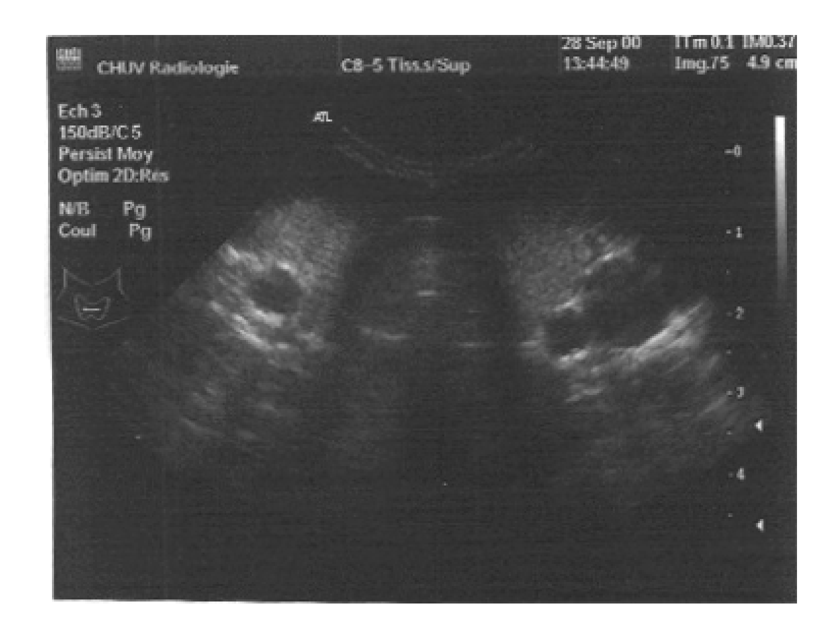
- Le type de sonde, le mode d'analyse de l'image

    - Appréciez les divers réglages ( gain général; STC, focus…

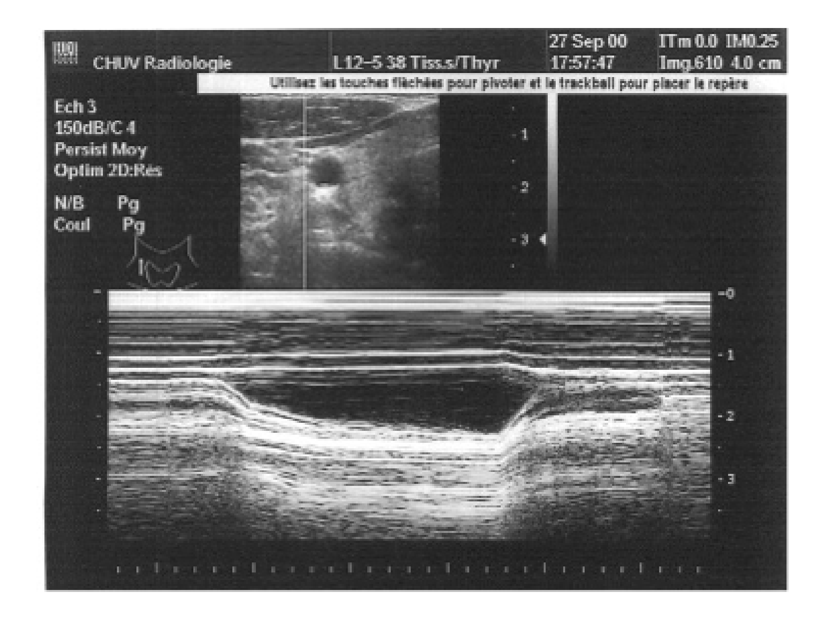



CHUV Radiologie
C8-5 Tiss.s/Sup
28 Sep 00
13:44:49
ITm 0.1 IM0.37
Img.75 4.9 cm
ATL
Ech 3
150dB/C 5
Persist Moy
Optim 2D:Rés
N/B Pg
Coul Pg


COURS , US2001
CHUV Radiologie
01/07/27:121038
C5-2 Abd/Général
27 Jul 01
12:23:45
ITm 0.6 IM1.4
Img.113 16.6cm
ATL
Ech 3
170dB/C 3
Persist Moy
Optim 2D:Pén
Coul 76% Ech 5
FP Moy
PRF 1500 Hz
Optim flux: V moy
N/B 7 Pg 0
Coul 2 Pg 0
+ 23.0
- 23.0
cm/s


CHUV Radiologie
L12-5 38 Tiss.s/Thyr
27 Sep 00
17:57:47
ITm 0.0 IM0.25
Img.610 4.0 cm
Utilisez les touches flèchées pour pivoter et le trackball pour placer le repère
Ech 3
150dB/C 4
Persist Moy
Optim 2D:Rés
N/B Pg
Coul Pg

# EFFETS BIOLOGIQUES DES ULTRASONS

Après 20 ans de pratique ultrasonore on peut affirmer qu’aucune étude épidémiologique n’a mis en évidence d’anomalie morphologique ou fonctionnelle pouvant être attribuée aux ultrasons. Néanmoins, plusieurs programmes d’études sur d’éventuels effets biologiques imputables aux ultrasons, tentent actuellement d’optimiser les valeurs de puissance acoustique recommandées.
L’innocuité actuellement admise a fait de l’échographie une technique de choix en tant qu’examen de première intention, mais cela ne doit pas faire renoncer à la vigilance nécessaire lors de l’utilisation de quelque méthode d’investigation que ce soit.

**Mesurer des émissions ultrasoniques**
Les champs ultrasonores utilisés en médecine peuvent être caractérisés par un ensemble de paramètres physiques qui seront utilisés pour évaluer le risque de survenue d’effets biologiques indésirables. Chez un patient humain, les valeurs *in situ* ne peuvent pas être mesurées, mais sont estimées à partir de la connaissance des données de l’exposition et des caractéristiques de propagation du tissu. Les paramètres importants de l’exposition sont: la puissance acoustique totale émise, l’intensité spatiale maximale moyenne dans le temps et l’intensité moyenne d’impulsion, l’intensité moyenne dans le temps et dans l’espace, soit pour la surface effective de la section du faisceau, soit pour la surface effective au niveau de la face irradiante du transducteur, et enfin l’intensité maximale durant chaque impulsion

**Mécanismes physiques des effets biologiques des ultrasons**
Tout champ sonique ou ultrasonique provoque une perturbation mécanique dans un milieu matériel. Les changements de pression, la tension, les contraintes de cisaillement, l’expansion, la compression, la vélocité et l’accélération peuvent provoquer des effets mécaniques dans un système biologique. Dans un milieu absorbant, l’énergie mécanique est convertie en chaleur, engendrant ainsi des effets thermiques. Les effets biologiques des ultrasons peuvent aussi être liés à la cavitation, à l’existence de microcourants locaux associés à la présence de microbulles dans le milieu.

**I Mécanisme thermique:**
Les tissus étant absorbants, il y aura une génération de chaleur dans toutes les parties du champ ultrasonique au sein de ces tissus. Le champ est essentiellement celui d’une onde progressive. L’augmentation de température est proportionnelle à l’intensité ultrasonore et au temps d’exposition. Il est à noter, que pour une même exposition, l’élévation de la température sera plus forte dans les os que dans les tissus mous.
→ Pour 1 Mhz et pour une intensité de 1 w/cm2 on obtient une élévation de la température de 0.8°C/mn, ce qui est assez habituel en physiothérapie.
Création d’oedèmes et d’hémorragies

**II Mécanismes non thermiques:**

Pression de radiation et microcourants:

Les ultrasons peuvent affecter les suspensions cellulaires, les macromolécules ou d'autres unités biologiques. La pression de radiation représente l'augmentation de la pression stationnaire produite par l'onde ultrasonore. Dans un champ non uniforme, la pression de radiation crée des gradients de pression qui peuvent provoquer l'apparition de courants de fluide (microcourant).

Phénomènes de cavitation:

Ces phénomènes concernent l'interaction entre un faisceau ultrasonore et des corps hautement compressibles composés de gaz et/ou de vapeur.

Lorsque l'amplitude de l'onde ultrasonore augmente, il peut arriver que la dépression au sein d'un milieu liquide soit plus grande que la force de cohésion de celui-ci, le réseau liquide se déchire alors et il forme des cavités (bulles). La durée de vie des cavités est courte et uniquement déterminée par la fréquence de l'onde ultrasonore. La cavitation diminue lorsque la fréquence augmente.

**Définition des principaux paramètres utilisés pour le contrôle des effets biologiques des ultrasons**

1) La vibration ultrasonore est définie par sa fréquence F en Mégahertz, par sa longueur d'onde L et sa vitesse de propagation c (L=c/F)

2) L'énergie transportée par cette onde est caractérisée par la valeur du flux ultrasonore W/s (W=énergie émise par la source, s= la surface à travers laquelle est reçu ce flux)

L'intensité est définie comme l'énergie par unité de surface et par unité de temps

- Ispta est l'intensité du pulse, moyennée sur la durée du pulse ou sur une période au niveau du point de focalisation (w/cm2)
- Isata représente l'énergie moyennée dans le temps ( une période ) et sur toute la section du faisceau (watts)
- Isppa est la valeur instantanée de l'intensité moyennée sur le pic seulement (w/cm2)

3) L'impédance acoustique est définie comme le produit de la densité du milieu par la vitesse des ultrasons dans ce milieu: $Z = \rho \times V$

4) T.I. (Thermal index) Rapport de la puissance acoustique totale à celle nécessaire pour élever la température de 1 degré.

5) M.I. (Mechanical index) Pression de raréfaction maximum divisée par la racine carrée de la fréquence. Ce paramètre est directement lié à l'intensité ultrasonore et donc prédictif de la survenue de phénomènes de cavitation.

**Les normes actuelles**

L'extrême diffusion de l'échographie dans tous les secteurs de la médecine, son utilisation de plus en plus fréquente comme méthode de dépistage imposent de connaître les risques biologiques liés à l'exposition aux ultrasons afin que des mesures de prévention puissent être établies.

A ce jour aucun effet biologique indésirable imputable aux ultrasons n'a été mis en évidence chez l'humain. Des études sur l'animal ont montré l'apparition de lésions organiques, mais pour des intensités ultrasonores de dix fois supérieures à celles utilisées en diagnostic.

La FDA (Food & Drug Administration) a proposé la norme 510.K dans le but de réduire au minimum les risques de survenue d'effets biologiques indésirables tout en préservant les

capacités diagnostiques des explorations par ultrasons. Dans le cadre de cette norme les méthodes ultrasonores continuent d'être considérées comme sans danger même pour le foetus. La norme 510.K limite l'intensité ultrasonore (Ispta) pour différentes applications:

- L'intensité ultrasonore est limitée à 100 mw/cm2 pour l'exploration du foetus au Doppler pulsé
- L'intensité ultrasonore est limitée à 450 mw/cm2 pour le Doppler pulsé cardiaque et périphérique; et à 720 mw/cm2 pour le Doppler continu.
- L'intensité ultrasonore est limitée à 800 mw/cm2 en transosseux et une réduction de 90% est recommandée en transorbitaire et en transfontanéllaire.
- Pas de limitation d'intensité pour le Doppler abdominal (artères rénales, hépatiques, mésentérique ..)
- Les intensités ultrasonores utilisées doivent demeurer inférieures: à 50 mw/cm2 en mode imagerie "B" et Doppler Couleur transabdominal, et à 30 mw/cm2 en mode "B" transvaginal.

Il apparaît donc que plusieurs facteurs ( fréquences, temps d'exposition, site d'exploration) ne sont pas pris en compte dans la norme 510.K actuellement en vigueur aux Etats Unis.

**Les perspectives**

Dans l'état actuel de nos connaissances, quelques suggestions méritent d'être faites:

- Etablissement de normes de sécurité étendues ( la norme 510.K est propre aux Etats Unis)
- Réduction de l'intensité ultrasonore, par le choix (sur l'appareil) des programmes d'imagerie ou de Doppler adaptés.
- Indication sur les capteurs et affichage en temps réel sur l'écran des caractéristiques ultrasonores de l'appareillage.
- Limitation du temps d'exploration aux ultrasons
- Restriction des investigations non informatives
- Formation adéquat des utilisateurs
- Codification des indications et bonne programmation des prescriptions
- Contrôle technique du matériel et mise en conformité du parc d'appareil

**Le principe ALARA**

Les études ont démontrées un lien directe entre la survenance d'effet biologique et le temps d'exposition. L'échographeur doit donc avant tout savoir concilier la durée de l'exposition et la qualité des images diagnostiques.

Le réglage de certains paramètres ont une influence directe sur les index thermique et mécanique:

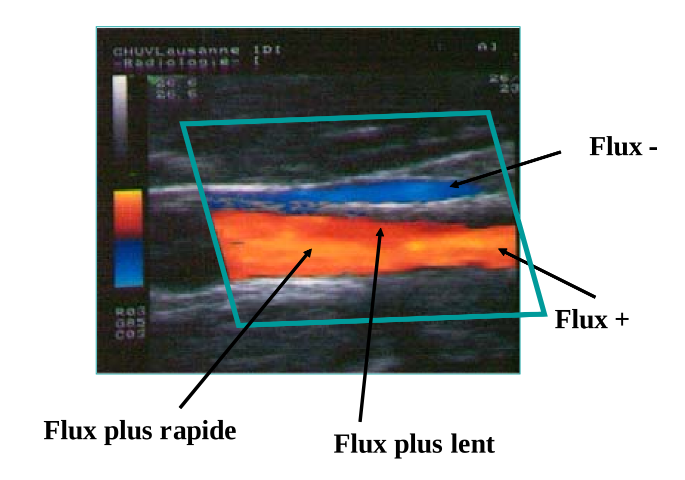
- Plus la puissance est faible, plus les index seront bas
- Une cadence d'image basse réduit l'index thermique. La cadence de l'image est influencée par la zone focale, par l'utilisation d'un agrandissement de type zoom, et par le depth range
- Un mode à balayage comme le mode 2D a des index plus bas qu'un mode stationnaire, comme les modes couleur.
- Les modes combinés (couleur, doppler pulsé) additionne leurs index.

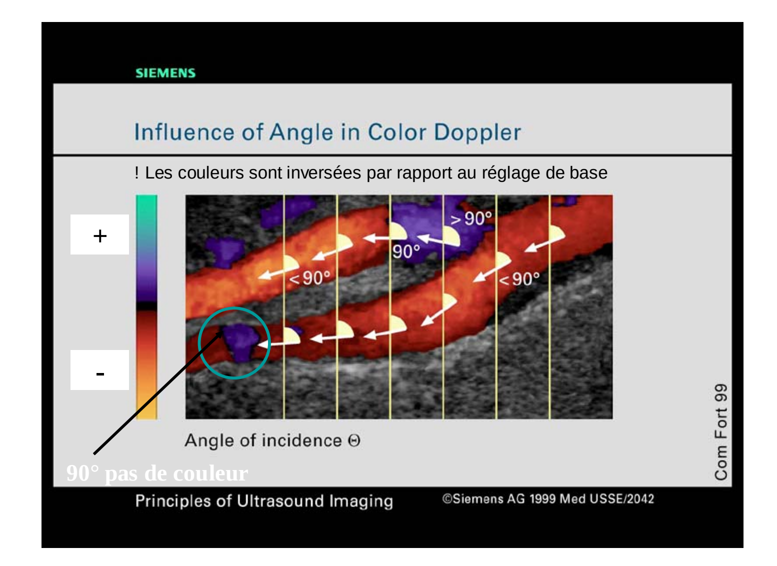
# Annexe

Réponse aux exercices des pages 10 ; 27 ; 30 ; 35

# Réponses aux exercices de la page 10

**Que pouvez-vous dire sur ces deux vaisseaux ?**



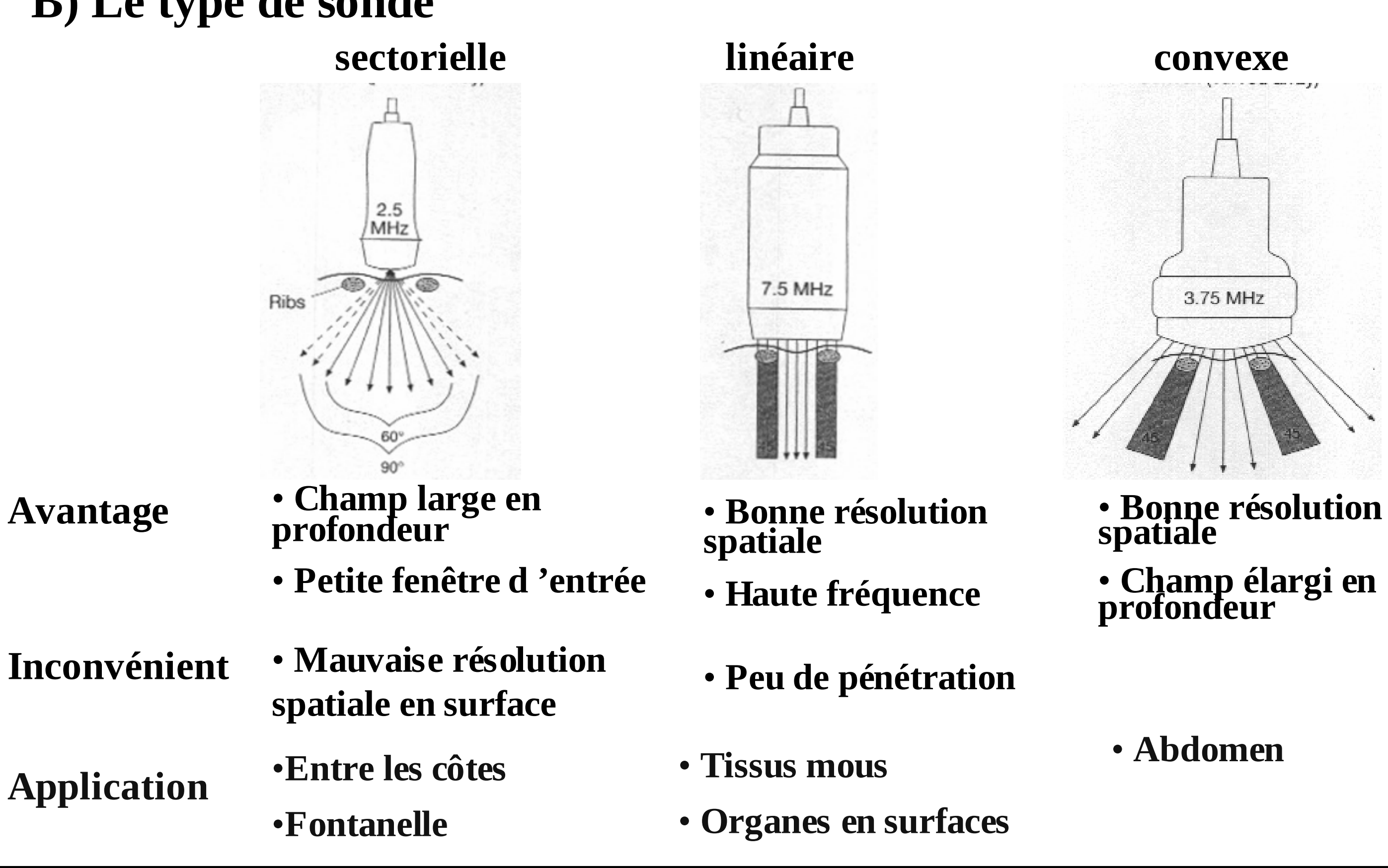



**Réponse à l'exercice de la page 27**

# Les éléments qui influencent la qualité de l'image échographique

## Le choix de la sonde

## B) Le type de sonde



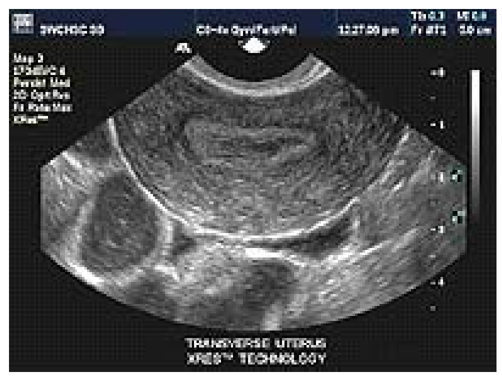

| | sectorielle | linéaire | convexe |
|---|---|---|---|
| **Avantage** | • Champ large en profondeur<br>• Petite fenêtre d 'entrée | • Bonne résolution spatiale<br>• Haute fréquence | • Bonne résolution spatiale<br>• Champ élargi en profondeur |
| **Inconvénient** | • Mauvaise résolution spatiale en surface | • Peu de pénétration | |
| **Application** | •Entre les côtes<br>•Fontanelle | • Tissus mous<br>• Organes en surfaces | • Abdomen |

**Réponse à l’exercice à la page 30**

# Reconnaître le type de sonde



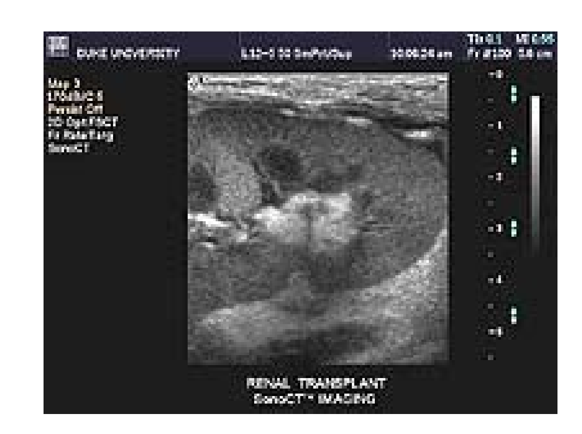

**Convexe**




**Endocavitaire**




**Sectorielle**




**Linéaire**

## Réponses à l'exercice de la page 35

**Image n° 1**
- Sonde convexe, 2-5 MHz
- Depth Range adapté
- Trop de gain général, focus devrait être placé plus en profondeur (pôle sup.
- du rein)

**Image n° 2**
- Sonde convexe, 2-5 MHz
- Depth Range : beaucoup trop de profondeur, ce qui donne l'impression d'une image trop foncée
- Gain général adapté à la représentation du foie et du rein
- Focus devrait être placé au niveaux du pôle sup. du rein

**Image n° 3**
- Sonde sectorielle, 3-6 MHz
- Depth Range adapté
- Gain général adapté à la représentation du foie et du rein
- Focus devrait être placé au niveaux du pôle sup. du rein
- STC mal réglé

**Image n° 4**
- Sonde convexe, 5-8 MHz
- Depth Range : trop de profondeur
- Gain général pas évaluable, car STC mal réglé
- 2 focus placés trop en profondeur : le plus profond des deux devrait être situé au niveau du bord inférieur de l'organe représenté

**Image n° 5**
- Sonde convexe, 5-8 MHz
- Mode Doppler Couleur
- Réglage : ok

**Image n° 6**
- Sonde linéaire, 5-12 MHz
- Mode TM

# Bibliographie

**Manuel d'ultrasonologie générale de l'adulte**
Base physique; Base technologique; L'image en échographie et ses particularités, Mode « Doppler »
Paulette Jouve
Masson, Paris 1993
**Abrégés Echographie**
Les principes physiques ; L'image échographique ; Les phénomènes physiques annexes
A. Bonnin . P. Legmann ; J.-P. Convard . C. Broussouloux
Masson, Paris 1993
**Echo-Doppler et Doppler Couleur : Mode d'emploi**
Michel Dauzat . Jean-Yves Cobacho
Sauramps médical, 1995
**Checkliste Sonographie für Chirurgen**
Schallphänomene und Artefakte
M. Röthlin . B. Bouillon . H.-J. Klotter
Georg Thieme Verlag Stuttgart . New York, 1991
**ATL 5000 Manuel d'utilisation**
**Medicamundi - Philips (Volume 43/1999)**
E. Leen : Ultrasound contrast in clinical application
W. Lees : 3- and 4-dimensional ultrasound imaging
C.R.B.Merritt : Broad band digital ultrasound technology the radiologist's perspectif
R. Entrekin . P. Jackson . J.R. Jago . B.A.Porter :
Real Time Spacial Compound Imaging in breast ultrasound
J.D. Thomas Advances in echocardiography : technical developpment and clinical application
**J Radiol 2000 ; 81** Edition française de radiologie, Paris, 2000
**JM Correas . M.Claudon . F.Lefèvre . O.Hélénon . V Vilgrain :**
Les produits de contraste en échographie
**J.E.M.U 1998, Masson Paris**
J.-Y.Meuwly Produit de contraste échographique : un tour d'horizon
**Medical Review – Toshiba (N.61, 1998)**
Y. Mine . N. Kamiyama : Second Harmonic Imaging System with Ultrasound Contrast Agent
**Medical Review – Toshiba (N. 65, 1998)**
Kiyochi Hara : Full-Digital Diagnostic Ultrasound System
**Medical Review – Toshiba (N.70, 1999)**
Hitoshi Yamagata : Development of a New Display Method for Compound 3D Ultrasound Images :Fusion 3D
**Medical Review – Toshiba (N.72, 2000)**
L. Perretti . M.Salcuni : Improvement in the Characterization of Abdominal Focal Lesions With Ultrasound Contrast Agent and the Flash-Echo Technique
**Diagnostic Imaging Europe – Acuson (1998)**
Greg Freiherr : Harmonic Imaging : what it is, how it works
Beverly E. Hashimoto : Clinical Application of native harmonic imaging
Philip W. Ralls : Tissue harmonics offer greater image clarity
Alfred Abuhamad : Harmonics assist study of the « difficult-to-image »
**Electro medica – Siemens (1/99)**
R. Haerten . C.Lowery . G.Becker . M.Gebel . S.Rosenthal . E.Sauerbrei :
« Ensemble™ Tissue Harmonic Imaging » The technology and Clinical Utility
**Ultraschall in der Medizin (Dezember 1999)**
Neues aus der Industrie